

Návrh a realizace simulátoru fotopletysmografického signálu

Design and Development of Photoplethysmographic Signal Simulator

Jan Novák

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Martin Schmidt

Ostrava, 2021

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je sestavit simulátor fotopletyšmografického signálu, který může být využíván ve výuce studentů. Simulátor využívá fotodiod pro zachycení signálu z prstového senzoru pro měření pletysmografie. Tento signál je dále zesílen a pomocí komparátorů ustálen na pevně dané hodnoty. Intervaly svícení světelné červené a infračervené diody prstového senzoru se střídají. Proto je signál vždy jen na jedné z bází dvou tranzistorů. Na kolektory tranzistorů je přiveden simulovaný pletysmografický signál s možnostmi nastavení simulované tepové frekvence v rozmezí 45 až 143 tepů za minutu. Tento signál je generován za pomoci vývojové desky mikrokontroleru ATmega328 Arduino Nano a následných filtrací. Simulátor byl testován na patientském monitoru EAGLE 4000.

Klíčová slova

Fotopletyšmografie, simulace biologických signálů, Arduino

Abstract

The purpose of this bachelor thesis is to build a simulator of photoplethysmographic signal, which can be used for an education. This simulator uses photodiodes to capture the light from a finger sensor to measure plethysmography. This signal is afterward amplified and stabilized to fixed values by comparators. The lighting intervals of the red and infrared LEDs of the finger sensor alternate. Therefore, the signal is always only on one of the bases of two transistors. A simulated plethysmographic signal is applied to the collectors of these transistors. And there is a possibility of setting the simulated heart rate in the range of 45 to 143 beats per minute. This signal is generated using the development board of the ATmega328 Arduino Nano microcontroller and subsequent filtering. This simulator was tested on an EAGLE 4000 patient monitor.

Key words

Photoplethysmography, simulation of biological signals, Arduino

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Schmidtovi za jeho ochotu, trpělivost a snahu předat mi své cenné zkušenosti při návrhu a realizaci celé této práce.

Obsah

Úvod	- 8 -
1 Pletysmografie.....	- 9 -
1.1 Arteriální soustava.....	- 9 -
1.2 Pulsová vlna	- 9 -
1.2.1 Tvar pulsové vlny	- 9 -
1.2.2 Dělení pulsových vln	- 10 -
1.3 Fotoelektrický pletysmograf.....	- 10 -
1.3.1 Zapojení fotopletysmografu	- 11 -
1.3.2 Reflexní fotopletysmografie	- 11 -
1.3.3 Transmisní fotopletysmografie.....	- 11 -
1.4 Ostatní pletysmografy	- 11 -
1.4.1 Pneumatický pletysmograf	- 12 -
1.4.2 Kapacitní pletysmograf.....	- 12 -
1.5 Oxymetrie	- 12 -
1.5.1 Optické metody stanovení obsahu O ₂ v krvi.....	- 12 -
2 Rešerše o možnostech simulace fotopletysmografického a oxymetrického signálu	- 15 -
2.1 Konstrukce testerů pulzního oxymetru	- 16 -
2.2 Komerčně dostupné simulátory	- 17 -
2.2.1 Simulátor OX-2 OxSim Flex® SpO ₂ (tester pulzního oxymetru)	- 17 -
2.2.2 Analyzátor pulzního oxymetru ProSim SPOT Light SpO ₂	- 18 -
2.3 Výsledky rešerše	- 18 -
3 Návrh zařízení pro simulování fotopletysmografického signálu	- 19 -
3.1 Možnosti simulace signálu	- 19 -
3.2 Přípravné experimentální měření	- 19 -
3.2.1 Zapojení senzoru	- 19 -
3.2.2 Zapojení senzoru s externími fotodiodami.....	- 22 -
4 Realizace navrženého zařízení.....	- 26 -
4.1 Spínací obvod	- 26 -
4.2 Simulační obvod	- 28 -
4.3 Návrh desky plošných spojů	- 29 -
5 Provedení měření a testů	- 31 -

5.1	Signály na tranzistorech	- 31 -
5.2	Výstup celkového zapojení.....	- 32 -
5.3	Měření simulované tepové frekvence.....	- 34 -
6	Zhodnocení dosažených výsledků	- 35 -
	Závěr.....	- 36 -
	Použitá literatura.....	- 37 -
	Seznam příloh.....	- 39 -

Seznam použitých symbolů a zkratek

Zkratka	Význam
LED	Světelná dioda (Light-Emitting Diode)
BPM	Tepy za minutu (Beats per minute)
IR	Infračervené záření (Infrared radiation)
R	Červené záření (Red radiation)
PWM	Pulsně šířková modulace (Pulse Width Modulation)
O₂	Molekula kyslíku
SpO₂	Saturace krve kyslíkem
OLED	Organická světelná dioda (Organic Light-Emitting Diode)
LCD	Displej z tekutých krystalů (Liquid Crystal Display)
USB	Univerzální sériová sběrnice (Universal Serial Bus)

Seznam použitých obrázků, tabulek a grafů

Obrázek 1 Centrální a periferní pulsová vlna [6].	- 10 -
Obrázek 2 Závislost molárního extinkčního koeficientu ϵ na vlnové délce pro deoxyhemoglobin a oxyhemoglobin [6].	- 13 -
Obrázek 3 Relativní intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro červenou a infračervenou LED [6].	- 14 -
Obrázek 4 Rozhraní testeru pulzního oxymetru využívající fotodiodu a LED [5].	- 16 -
Obrázek 5 Rozhraní testeru [5].	- 16 -
Obrázek 6 Simulátor SpO2 model OX-2 OxSim Flex® [12].	- 17 -
Obrázek 7 Simulátor SpO2 model ProSim SPOT Light [13].	- 18 -
Obrázek 8 Zapojení senzoru do patientského monitoru skrze nepájivé pole.	- 20 -
Obrázek 9 Foto zapojení konektorů v nepájivém poli.	- 20 -
Obrázek 10 Podrobnější ukázka zapojení diod.	- 21 -
Obrázek 11 Průběh na diodách zobrazený na osciloskopu.	- 21 -
Obrázek 12 Závislost relativní spektrální citlivosti na vlnové délce červené (A) a infračervené (B) fotodiody [9] [10].	- 22 -
Obrázek 13 Zapojení externích fotodiod.	- 23 -
Obrázek 14 Zapojení pro experimentální měření.	- 24 -
Obrázek 15 Blokové schéma obvodu.	- 26 -
Obrázek 16 Schéma zapojení spínacího obvodu.	- 27 -
Obrázek 17 Schéma zapojení simulačního obvodu.	- 29 -
Obrázek 18 Deska plošných spojů navržená pro simulaci fotopletysmografického signálu.	- 30 -
Obrázek 19 Simulátor fotopletysmografického signálu.	- 32 -
Obrázek 20 Pletysmografická křivka ze simulátoru fotopletysmografického signálu na patientském monitoru EAGLE 4000.	- 33 -
Obrázek 21 Zapojení potenciometru na Arduino.	- 34 -
Graf 1 Výstupní signál externích fotodiod.	- 24 -
Graf 2 Výstupní signály komparátorů.	- 27 -
Graf 3 Ukázka výstupního PWM z Arduina.	- 28 -
Graf 4 Průběh PWM signálu simulačním obvodem.	- 29 -
Graf 5 PWM_S_F signál přiveden na tranzistor s infračervenou diodou.	- 31 -
Graf 6 PWM_S_F signál přiveden na tranzistor s červenou diodou.	- 32 -
Tabulka 1 Závislost simulované tepové frekvence na nastavení potenciometru.	- 34 -

Úvod

Pomocí pletysmografie se vyšetřuje prokrvení tkání a reaktivita cév. Měřeny jsou objemové změny v cévách. Nejčastější formou pletysmografického měření je fotopletysmografie. Ta využívá pro toto měření nejčastěji světelných diod a fotodiod. Měření tedy probíhá na základě průchodu světla skrze kapiláry. Simulovat fotopletysmografický signál lze například mechanicky, anebo jako v případě této práce s použitím světelných diod a fotodiod.

Tato práce má za cíl sestavit simulátor fotopletysmografického signálu, který bude možno použít pro demonstrační účely při výuce studentů. Pro simulaci byla vybrána metoda využívající světelných diod a fotodiod z důvodu nízkých nákladů a odolnosti simulátoru. Nízká cena byla jedním z hlavních cílů, protože nacenění komerčně vyráběných simulátorů se pohybuje v řádu desítek tisíc korun.

Fotopletysmografický signál bude generován pomocí Arduino Nano ve formě PWM, který je následně filtrem typu dolní propust převeden do analogové podoby. Simulátor bude používán s prstovým senzorem patientského monitoru EAGLE 4000. Bude využívána simulace na bázi světelných diod a fotodiod. Výstupní signály fotodiod snímajících světelné diody prstového senzoru budou po několika úpravách přiváděny na báze tranzistorů, na jejichž kolektory bude přiváděn simulovaný signál. Světelné diody simulátoru budou svítit na fotodiodu prstového senzoru jen ve chvíli, kdy bude tento prstový senzor svítit na simulátor.

1 Pletysmografie

Tato neinvazivní metoda je využívána pro vyšetření jakosti prokrvení tkáně. Největší rozmach této metody způsobil objev fotopletysmografie, neboť je vyšetření jednoduché. Nejčastěji se s ní můžeme setkat v profesní medicíně nebo angiologii. S pomocí pletysmografie prstu snímáme záznam pulsových vln a následně je možno zhodnocení periferního prokrvení. U této metody zatím nebyla stanovena jasná hranice mezi fyziologickými a patologickými naměřenými hodnotami, neboť se jednotlivé záznamy mohou značně lišit. Z tohoto důvodu je hodnocení z velké části na posouzení vyšetřujícího. [6]

1.1 Arteriální soustava

Tepny můžeme rozdělit na elastický a svalový typ. Každý z těchto typů je utvořen jednou až třemi vrstvami buněk. Vnitřní vrstvu tvoří endotel a vrstva subendotelového vaziva. Střední vrstvu utváří hladká svalovina spolu s mezibuněčnou hmotou. A nejdále od středu se nachází vazivová vrstva s kolagenními a nervovými vlákny.

Elastický typ artérií se nachází u velkých tepen blízko srdci. Jeho příkladem může být aorta. Jejich elasticita je nutná k odolávání velkému tlaku systoly srdce a pro přetváření nárazového proudu na proud souvislý. Tento proud vzniká tak, že při systole se artérie roztáhne pod nápořem tlaku a při diastole se zúží a puď krev dále do řěla.

Svalový typ artérií obsahuje oproti elastickému malé množství elastických vláken. Pod tento typ spadá velká řást tepen nacházející se v periferním oběhu. Patří zde například arterie brachiální nebo femorální. [2]

1.2 Pulsová vlna

Po vypuzení krve do aorty systolou srdce dosáhne arteriální krev vyšší rychlosti i tlaku a následně tak napne tepennou stěnu. Tento zvýšený tlak a rozšíření tepen se následně rozšiřuje po celé tepenné síti mnohem vyšší rychlostí než proud krve. Čím větší je kontrakce levé síně srdeční, tím rychleji se vlna šíří. Menší průřez cév však naopak rychlost vlny snižuje. Se stoupajícím věkem řlověka se rychlost pulsové vlny zvyšuje v řůsledku nižší pružnosti cév. Příkladem může být rychlost krevního proudu v aortě, který zde dosahuje rychlosti 1 m/s. Kdy se rychlost pulsové vlny ve věku 5 let rovná 5,2 m/s, dále tato rychlost stoupá na hodnotu 8,2 m/s ve věku 70 let. Energie tlaku je převáděna na tlak krve na stěnu cév a na pohybovou energii. Hodnota souřtu řěchto řvou energií je vždy totožná. Tvar pulsové vlny je zásluhou řak stahu řrdce, tak elasticit řtěp. [6]

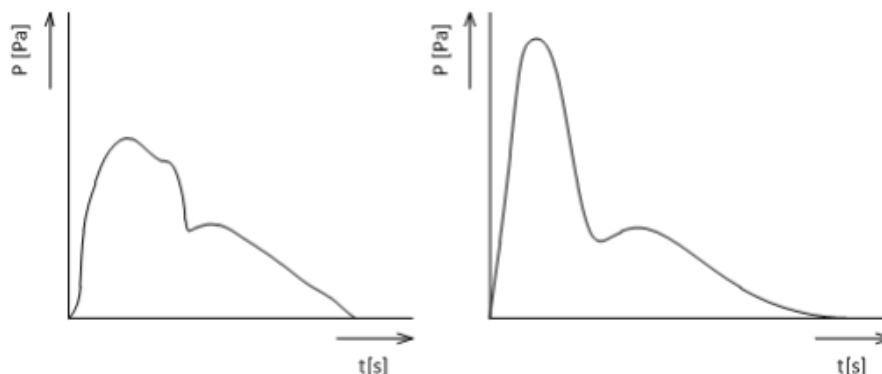
U pulzní vlny dochází i k odrazu nebo řtlumu. Nejvíce odraz ř vzniká v řístech řvětřících se cév. Odražené pulzní vlny vznikají tak, ře levá komora řrdce vytvoří svou kontrakcí vlnu řprimární. A tato řprimární vlna řkaždým řvým odrazem řtvoří vlnu řodraženou. řFinální řřřivka řpulzní vlny v řurčitém řřístě řje řpak řtvořena řsouřtem řvektor řprimárních a řodražených řpulzních řvln. [8]

1.2.1 Tvar pulsové vlny

Vřhledem k řrozdílnému řtvaru řřřivek řvln a řřřísta na řtěle řkde řbyly řnaměřeny, řrozdělujeme řpulsní řvlny na řcentrální a řperiferní. řCentrální řpulsní řvlna řmůže řbýt řnaměřena řintraarteriálním řkatéřtem řnebo na řpovrchu řkůže řnapříklad z řřkravice. řřřřivka řzačíná řřřtrmým řvzestupem, řnásledná řřestupná řřást řje

uzávěrem poloměsíčitých chlopní přerušena. O tyto chlopně se krev odrazí a způsobí další nárůst křivky a poté znovu klesá.

Periferní vlny jsou nejspíše následkem vibrací na konci krevního řečiště. Křivka této vlny dosahuje vyšší a strmější vzestupné části. Zářez ve vlně sestupné je pak méně ostrý. [6]



Obrázek 1 Centrální a periferní pulsová vlna [6].

1.2.2 Dělení pulsových vln

Pulsové vlny můžeme rozdělit na tlakové, objemové a proudové. Kontrakcemi srdce vzniká vlna tlaková. Tu je možno měřit pouze invazivní metodou pomocí katétru, takzvanou krvavou cestou. Nevýhodou tohoto měření je však samotná invazivnost, ale i možné zúžení průsvitu cévy a tím následné zvýšení rychlosti proudu krve. Z tlakové vlny se následně stává vlna objemová v důsledku roztažitelnosti cév. Pro její měření je nejběžnější užití pletysmografu. Výsledkem bývá vlnovitá křivka. Tvar křivky naměřené objemové vlny není zcela totožný s hodnotami z vlny tlakové, neboť cévy se neroztahují lineárně. Avšak odlišnosti nejsou natolik velké, aby tato nevýhoda převážila výhodu v podobě jednoduchosti měření oproti invazivním metodám. Třetí z pulsových vln je vlna proudová. Tato vlna během pulzu vyjadřuje urychlení proudu krve. Čím méně je céva roztažitelná, tím více energie je převedeno do vlny proudové na úkor vlny tlakové. [6]

1.3 Fotoelektrický pletysmograf

Tato metoda je založena na měření množství průchodu světla skrze kapiláry. Poté co arteriální puls naplní kapiláry krví, změní se absorpce, odraz a průchod světla. Pomocí fotopletysmografie můžeme jednoduše měřit například srdeční tep nebo změny objemu krve v cévě. Tato metoda je velmi citlivá na pohybové artefakty.[8]

U této metody se setkáváme s použitím transmisního neboli průsvitového, anebo reflexního snímače. V důsledku činnosti srdce a následné změně tlaku krve se také změní objem kapilárního řečiště. Tím také nastává změna absorpce, odrazu i rozptylu světla, které kapilárou prochází. S touto metodou se setkáváme při měření změn objemu nebo frekvence tepů. Výraznou nevýhodou této metody měření je její velká citlivost na pohybové artefakty. Zdroj světla určeného pro měření změn objemu krve musí pracovat ve frekvencích 940 nm nebo 950 nm, tedy ve spektru infračervené oblasti. Protože světlo s menší vlnovou délkou je ovlivňováno nasyceností krve kyslíkem. Zdrojem světla tedy bývá LED generující infračervené světlo. Na opačné straně procesu, tedy při detekci, je vhodné použít fotodiody nebo fototranzistory. U těchto součástek je požadována velká citlivost na světlo v infračerveném spektru. [6]

1.3.1 Zapojení fotopletysmografu

Jako detektor je možné použití fotorezistoru. Ten má však pomalou odezvu. Lze použít také fototranzistor. Nejčastějším elektronickým prvkem pro snímání světla u pletysmografů však bývá fotodiody. Tedy část obvodu s PN přechodem uzpůsobeným tak, aby na něj dopadalo světlo. V případě, že se tak skutečně stane, polarizuje se dioda v závěrném směru a následně lineárně vzroste anodové napětí. Fotodiody se liší v závislosti na tom, na jaké spektrum světla jsou citlivé. U fotopletysmografů se jedná o fotodiodu reagující v pásmu infračerveném. V případě, že tedy na tuto fotodiodu dopadne světlo v infračerveném spektru, dochází ke změně jejího výstupního proudu. Dále je použit transimpedanční zesilovač, za použití jednoho nebo více operačních zesilovačů je pak proud převeden na napětí. Toto napětí bývá také zesíleno.

Výstup pletysmografu bývá ve frekvencích od 0,8 do 6 Hz v závislosti na frekvenci srdce. Složky o vyšším a nižším kmitočtu je nutno filtrovat. Ty s frekvencí nad 6 Hz lze eliminovat filtrem typu dolní propust. Příkladem tohoto filtru může být RC obvod. [1]

1.3.2 Reflexní fotopletysmografie

Tento pletysmograf nevyužívá průchodu světla skrze tkáň, nýbrž reflexi, tedy odrazení světla. K reflektovaným paprskům světla se vztahují podobné fyzikální zákony jako k transmisním. Světelný paprsek prostupuje přibližně 5 mm do tkáně. Počet odražených paprsků je ovlivněn množstvím krve v cévách, kterými paprsky prochází. Velkou výhodou tohoto způsobu měření je fakt, že jej lze aplikovat téměř na jakoukoli část lidského těla. S nevýhodou se setkáme ve chvíli, kdy při každém posunu pacienta oproti pletysmografu může dojít ke ztrátě kontaktu kůže a zdroje paprsků. V té chvíli dochází k odrazu paprsků od kůže a dochází k artefaktům. [6]

1.3.3 Transmisní fotopletysmografie

Transmisní metoda fotopletysmografie je téměř identická s metodou reflexní. Ovšem na rozdíl od reflexní fotopletysmografie, využívá tato metoda průchod světla namísto odrazu. Zdroj světla vysílaného o konstantní intenzitě přikládáme na vnitřní stranu prstu. Na jeho opačné straně se nachází fototranzistor nebo fotodiody sloužící jako čidlo. Průchod paprsků světla je závislý na činnosti srdce. Čím více krve je v cévě, tím méně světla projde do čidla. Příkladem může být systola srdce. V této fázi srdečního cyklu je do cév nahnáno větší množství krve, tudíž je velká část světla absorbována nebo odrazena. V opačném případě, tedy diastole, je v cévách naopak krve méně, tudíž dochází k průchodu světla ve větším množství.

Běžně se měření provádí na periferních a malých arteriích a někdy také na kapilárním řečišti. Nevýhoda tohoto typu metody je nutnost měření jen na místech, kde jsou paprsky světla schopny projít skrze tkáň ze zdroje na jednom konci, k čidlu na konci druhém a stále si zachovaly určitou intenzitu. To vše závisí jak na tloušťce tkáně, tak na jejím složení. Výstupem měření bývá objemová křivka. Jejím důležitým segmentem je část ankrotická. Tato část vyznačuje moment, kdy se v daném místě zvyšuje objem krve. Opačnou situaci, tedy snížení objemu krve ve tkáni, označuje katakrotické raménko.[6]

1.4 Ostatní pletysmografy

Ostatní neinvazivní pletysmografické přístroje se rozdělují na mechanické, kapacitní a impedanční. Pomocí všech těchto typů přístrojů zaznamenáváme pulsové vlny.[6]

1.4.1 Pneumatický pletysmograf

Zkoumaný pacient vloží svou končetinu nebo jen její část do komůrky pletysmografu. Dále se vše hermeticky uzavře. Poté jsou změny tlaku v komůrce převedeny na elektrický signál, který je následně zesílen. Jiná možnost záznamu této metody se používala dříve v historii, změna tlaku se projevila na Mayerově bubínku a byla zapsána na začazený válec.

Nevýhodou této metody je snížení průtoku krve v době měření. K této skutečnosti dochází z důvodu nutnosti hermetického uzavření. K tomuto utěsnění se používá manžeta, a právě ta končetinu stlačí. Naproti tomu je u tohoto typu pletysmografu jednoduchá kalibrace. [11]

1.4.2 Kapacitní pletysmograf

Tento typ pletysmografu lze rozdělit na další dva. U prvního z nich se lze setkat s pružným dielektrikem. Díky němu je možnost získat změnu objemu vzhledem ke změně naměřené kapacity. Časté místo měření touto metodou je na prstu. Tento snímač musí být dobře upevněn. Jistá nevýhoda je v tom, že se musí vynaložit určité množství síly pro deformaci dielektrika. A to způsobí podobně jako u pneumatického pletysmografu, že tlak působí proti změně objemu tkáně. Další nevýhodou může být fakt, že lze metodu kapacitního pletysmografu s pružným dielektrikem použít pouze na končetiny.

U druhého typu kapacitního pletysmografu se pak jedná o kapacitní snímač, který namísto jedné se svých elektrod kondenzátoru využívá povrchu těla pacienta. Může nabývat rovinného nebo zaobleného tvaru. Nelze jednoznačně určit objem tkáně pod snímačem, a tak vytváří referenční rovinu kosti. Objemové změny jsou tedy měřeny mezi snímačem a touto kostí. Vzhledem k tomu, že přesná hloubka kosti pod kůží není známá, nelze proto vypočítat objem tkáně. Proto je tento typ kapacitního pletysmografu jen pro měření relativní změny objemu. [6]

1.5 Oxymetrie

Tato diagnostická metoda je u většiny měřících přístrojů kombinovaná právě s pletysmografií, je možno se s ní setkat v invazivní i neinvazivní podobě a s její pomocí lze měřit saturaci krve kyslíkem. Kyslík v krvi je jednak vázán na hemoglobin červených krvinek, ale je také rozpuštěn v krevní plazmě.

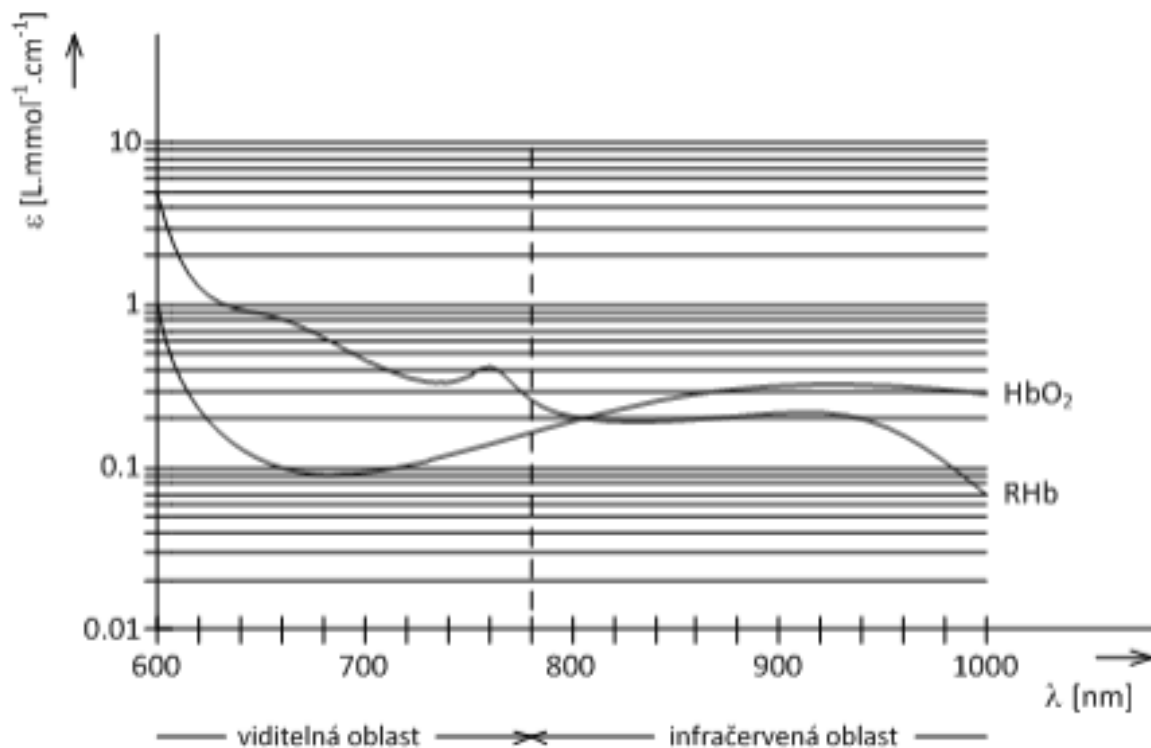
V případě kyslíku navázaného na hemoglobin se jedná o reverzibilní chemickou vazbu mezi kyslíkem a červeným krevním barvivem hemoglobinem. Na každé z molekul hemoglobinu lze nalézt čtyři vazebná místa pro kyslík. Ale skutečná saturace kyslíku v krvi je závislá na parciálním tlaku působícího na hemoglobin. Například při dýchání vzduchu v atmosférickém tlaku je schopnost saturovat krev kyslíkem na přibližně 97 %.

Množství kyslíku rozpuštěného v krevní plazmě je závislé na zákonu pro rozpustnost plynu v tekutinách. To znamená, že jeho množství závisí na teplotě plynu a parciálním tlaku v okolí. Přenášení kyslíku tímto způsobem je však velmi neefektivní a představuje asi jen 1-5 % z celkového přeneseného množství kyslíku v lidském oběhu.[6]

1.5.1 Optické metody stanovení obsahu O₂ v krvi

Tyto metody využívají ke stanovení saturace kyslíku v krvi fakt, že koncentrace rozpuštěných látek v roztoku ovlivňuje jeho absorpci světla. Pokud se měří ve dvou vlnových délkách světla a je známa jeho dráha, je poté možno zjistit koncentraci obou látek. Tedy hemoglobinu i oxyhemoglobinu (hemoglobin nasycený kyslíkem). Pro nejlepší výsledky tohoto měření je také nutné světlo blízké monochromatickému.

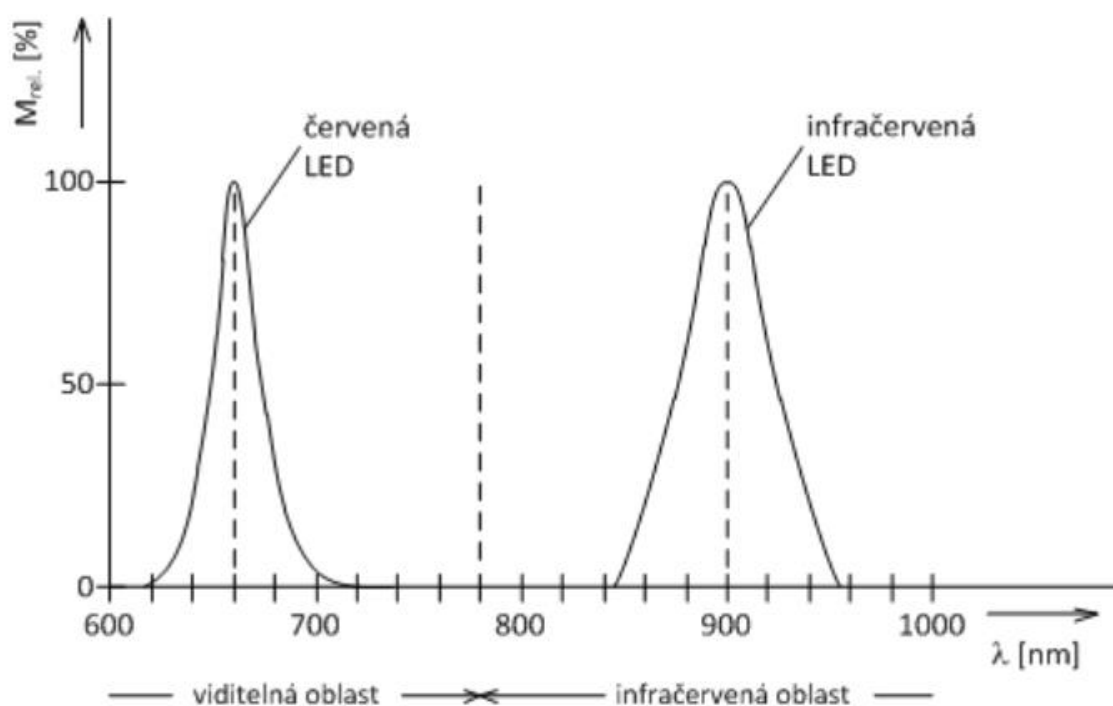
Avšak o dostatečně odolném, zároveň relativně levném a v praxi nepoužívanějším zdroji světla, tedy LED, nemůžeme prohlásit, že se jedná o monochromatický zdroj. Její vyzařované spektrum je sice úzké, ale ne dostatečné. Avšak za použití infračervené a červené diody, jejichž vlnové délky se dostatečně liší, lze s pomocí integrálních hodnot absorpce nasycení krve kyslíkem zjistit.



Obrázek 2 Závislost molárního extinkčního koeficientu ϵ na vlnové délce pro deoxyhemoglobin a oxyhemoglobin [6].

Neinvazivní metodou pro určení saturace periferní krve kyslíkem je pulsní oxymetrie. Toto měření využívá červené a infračervené LED a aplikuje se u největšího množství případů na prst nebo ušní lalůček. Na opačné straně tkáně od diod se nachází fotodiody. Světlo procházející tkání se velmi rozptýluje, a tak je výsledná intenzita světla dopadajícího na fotodiodu o mnoho nižší než na počátku. Protože však má každý člověk jinou absorpci tkáně, počítá se tedy s největší a nejmenší absorpční tkáně během jednoho pulsu srdce.

Invazivní metoda se nazývá intravaskulární oxymetrie. Touto metodou lze katetrem zavedeným v cévě měřit zdejší saturaci krve kyslíkem. Užívaný katetr se nazývá Swan-Ganzův a obsahuje optická vlákna. Jedním z vláken putuje světlo ze dvou LED diod a na konci vlákna se skrze krev dostává do vlákna druhého. Světlo je tímto druhým vláknem přenášeno do fotodiody. Velká výhoda je, že maximální chyba měření dosahuje jen několika málo procent. Avšak naproti tomu je invazivnost zákroku jistou nevýhodou.[6]



Obrázek 3 Relativní intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro červenou a infračervenou LED [6].

2 Rešerše o možnostech simulace fotopletysmografického a oxymetrického signálu

Následující text popisuje možnosti simulátoru signálu pro pulzní oxymetr a frekvenci srdce a je inspirován dvěma články popisujícími jejich konstrukci. Cílem obou článků bylo vyvinout a sestavit simulátor nasycení kyslíkem a srdeční frekvence použitelný na biomedicínských přístrojích. Dále poukazují na to, jak je při biomedicínské výuce důležité, aby měli studenti přístup k simulačním přístrojům, a že je právě těchto přístrojů kvůli jejich vysokým pořizovacím nákladům ve výuce nedostatek.

Je velmi důležité, aby budoucí operátoři přístrojů, jako je například právě zmiňovaný pulzní oxymetr, perfektně rozuměli jejich konstrukci a fungování. Pro správné pochopení je zapotřebí správných simulátorů měřených dat. Většina takových simulátorů je příliš nákladná, a tak jich není pro výuku dost. Proto autoři těchto článků navrhnou konstrukci levných simulátorů, ať už s nastavitelnými úrovněmi SpO₂, nebo simulátor, který počítá simulovanou hodnotu koncentrace kyslíku v krvi, a přitom zohledňuje rychlost dýchání, dobu inspirace, dobu expirace, vdechnutý a vydechnutý objem vzduchu, objem mrtvého prostoru, srdeční výdej, rychlost spotřeby kyslíku atd.

Abychom pochopili, jak fungují pulzní oxymetry, je nutné pochopit proces, který nastane, když snímáme tkáň pulzním oxymetrem. Technika pulzní oxymetrie v současných zařízeních začíná použitím světelných diod, každá se specifickou vlnovou délkou. Když hemoglobin v krvi nese kyslík při maximální saturaci, procento SpO₂ je 100 %. Naopak, když hemoglobin nenese kyslík, je procento SpO₂ 0 %. Po generování fotopletysmografických signálů pomocí červených a infračervených komponentů, se provádí digitální zpracování obou signálů a výpočet úrovně nasycení kyslíkem.

V jednom ze článků jsou zmíněny následující softwarové požadavky. Aby byl jazyk open source, objektově orientovaný, umožnil vývoj přizpůsobivých uživatelských rozhraní a byl schopen posílat signály z rozhraní do obvodu v reálném čase. Vzhledem k těmto požadavkům se autoři rozhodli pracovat v programovacím jazyku Python s pomocí knihoven jako SciPy, NumPy, RtGraph, PyQt5 a s integrací dalšího softwaru, jako je QtDesigner. Hardwarovou část zastoupil Raspberry Pi (RPI). Simulátor musí splňovat tyto další požadavky. Simulátor SpO₂ musí být schopen zachytit a identifikovat červené a infračervené světelné signály z pulzního oxymetru, které jsou mezi 660 nm a 990 nm. Simulátor musí být schopen samostatně emitovat signály ve spektru červeného a infračerveného světla (660nm a 990 nm), na stejné frekvenci, s jakou pulzní oxymetr aktivuje svůj pár červené a infračervené diody. Simulátor musí být schopen nezávisle ovládat úroveň intenzity červeného a infračerveného světla, která je emitována na fotoreceptor pulzního oxymetru. Po zhodnocení požadavků byly pro účel zachycení červeného a infračerveného signálu z pulzního oxymetru použity dvě receptorové diody. Jedna, která je schopna měřit rozsah vlnových délek infračerveného spektra 880/905 nm. Poté fotodioda schopná zaznamenávat rozsah vlnových délek v červeném spektru (653/659 nm) a v infračerveném spektru (880/905 nm). Byla použita fotodioda Masimo společně s běžnou fotodiodou. Výstupy Masimo a běžné fotodiody byly přeměněny na vhodné impulsy pro generování synchronizovaných signálů, které aktivovaly logické obvody dalších bloků. Parametry simulace nastavené uživatelem v grafickém rozhraní nastaví hodnoty amplitudy budících signálů pro červenou a infračervenou diodu snímače.

Simulátor autorů druhého článku pak disponuje umělým prstem, který je navržen tak, aby napodoboval lidský prst ve tvaru i struktuře. Tento model obsahuje fotodiodu, ta slouží k detekci červeného a infračerveného světla z pulzního oxymetru. Na opačné straně má pak světelné diody emitující červené a infračervené spektrum světla. Dále má model prstu stínící materiál, například hliníkovou desku, mezi fotodiodou a LED tak, aby se světlo vyzařované z pulzního oxymetru nestřetlo se světlem ze simulátoru.

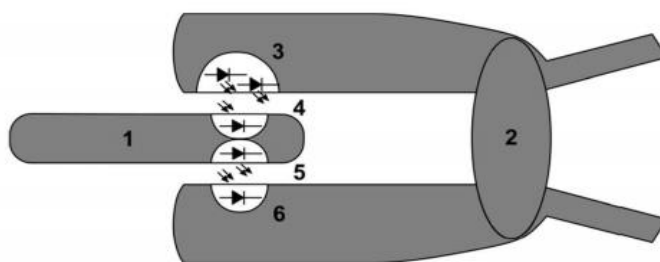
Výsledné náklady na vývoj simulátoru s manuálně nastavitelnými hodnotami byly přibližně 143 amerických dolarů. Bylo provedeno vyhledávání za účelem porovnání nákladů podobných produktů na trhu. Produkt s nejnižší cenou simuluje sytost pouze 80, 90 a 97 %. Na rozdíl od tohoto simulátoru žádný z produktů komerčně dostupných neobsahuje jakékoli grafické uživatelské rozhraní nebo vysvětlující vizualizace fyziologických hodnot.

Ač je přístup k nastavení parametrů pro simulaci SpO₂ u těchto simulátorů odlišný, výsledný způsob simulace za použití fotodiody a LED se v obou případech velmi podobá.[3][4]

2.1 Konstrukce testerů pulzního oxymetru

V případě tohoto simulátoru (1) je světlo ze světelné diody (3) prstového senzoru (2) svíceno na fotodiodu simulátoru (4), v simulátoru je výstupní signál z fotodiod upraven a je svícen světelnou diodou (5) na fotodiodu (6) prstového senzoru.

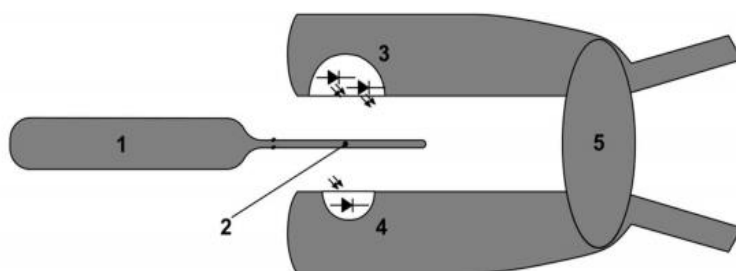
Toto metoda je podobná té použité v této bakalářské práci. Rozdílný je počet použitých LED a fotodiod.



Obrázek 4 Rozhraní testeru pulzního oxymetru využívající fotodiodu a LED [5].

U tohoto typu simulátoru dva kusy LED (3) svítí skrze optický člunek s proměnnou mezerou (2) se zbarvenou směsí, která je ze zásobníku na zbarvenou směs (1). Po průchodu světlo dopadá na fotodiodu (4) snímače (5).

Pokud je stlačen zásobník se zbarvenou směsí, je mezi destičkami optického členu více barviva. Čím více barviva zde je, tím méně světla prochází.



Obrázek 5 Rozhraní testeru [5].

2.2 Komerčně dostupné simulátory

Na trhu se lze setkat také s komerčně vyráběnými simulátory s mnoha nastavitelnými funkcemi. V následující části jsou zmíněny simulátory od dvou různých výrobců.

2.2.1 Simulátor OX-2 OxSim Flex® SpO2 (tester pulzního oxymetru)

Dle výrobce se jedná o nejmenší tester SpO2 na světě. Poskytuje úplnou flexibilitu v simulaci nasycení krve kyslíkem i tepové frekvence. Tento simulátor nabízí volení SpO2 v krocích po 1 % (10–100 %), frekvence srdce v krocích po 1 BPM (25–240) a také úroveň indexu perfúze v krocích po 1 % (10–100 %). Disponuje baterií s výdrží v provozu minimálně deset hodin a nastavené hodnoty zobrazuje na barevném OLED displeji. Velkou výhodou je také možnost bezdrátového propojení se zařízeními s operačním systémem iOS a ve vývoji je také propojení se systémy Android a Windows.

Cena tohoto modelu je prozatím neznámá, avšak starší model tohoto výrobce je prodáván za £1,745, při současném kurzu činí cena přibližně 50 300 Kč.[12]



Obrázek 6 Simulátor SpO2 model OX-2 OxSim Flex® [12].

2.2.2 Analyzátor pulzního oxymetru ProSim SPOT Light SpO2

Dle výrobce FLUKE tento simulátor disponuje přednastavenými programy testujícími jakoukoli kombinaci SpO2, srdeční frekvence, perfúze, artefaktů, a to vše do patnácti sekund. Klíčovými vlastnostmi tohoto produktu je jeho lehkost a přenosnost, dále jeho velký LCD displej a baterie s výdrží minimálně deset hodin. Dále také možnost simulace SpO2 v saturacích 80 %, 85 %, 90 %, 95 %, 97 %, 98 %, 99 % a 100 %. Srdeční frekvence v hodnotách 30, 40, 60, 65, 80, 100, 120, 140, 150, 180 a 240 BPM a perfúzi na 0,2 %, 2 % a 10 %. Další výhodou je možnost simulace artefaktů dýchání a okolního světla. [13]



Obrázek 7 Simulátor SpO2 model ProSim SPOT Light [13].

2.3 Výsledky rešerše

Z rešerše vyplývá, že jedním z nejlepších řešení pro simulaci je použití fotodiod, následná úprava signálu a svícení zpět na senzor pomocí světelných diod. Tato metoda se zdá být nejlepší jak z pohledu jednoduchosti, tak i ekonomické zátěže.

Dalším poznatkem je, že bude vhodné do simulátoru přidat možnost měnit srdeční frekvenci. Nebo také simulátor rozšířit o možnost simulace signálu pro pulsní oxymetrii, u které se také nabízí možnost měnit procento saturace krve kyslíkem.

3 Návrh zařízení pro simulování fotopletysmografického signálu

V následující části jsou popsány možnosti simulace a také jak probíhalo experimentální měření. Cílem tohoto měření bylo získat data z funkčního fotopletysmografu. Jedná se například o dobu svícení červené a infračervené LED z prstového senzoru.

3.1 Možnosti simulace signálu

Generovat signál použitelný pro simulování fotopletysmografie lze například pomocí digitálně analogového převodníku. Ale jelikož se při pletysmografii pracuje s relativně nízkými frekvencemi, lze použít PWM neboli pulsně šířkovou modulaci společně s filtrem dolní propust, který v tomto zapojení funguje jako již zmíněný digitálně analogový převodník. Toto řešení je nejen levnější, ale také jednodušší pro sestavení.

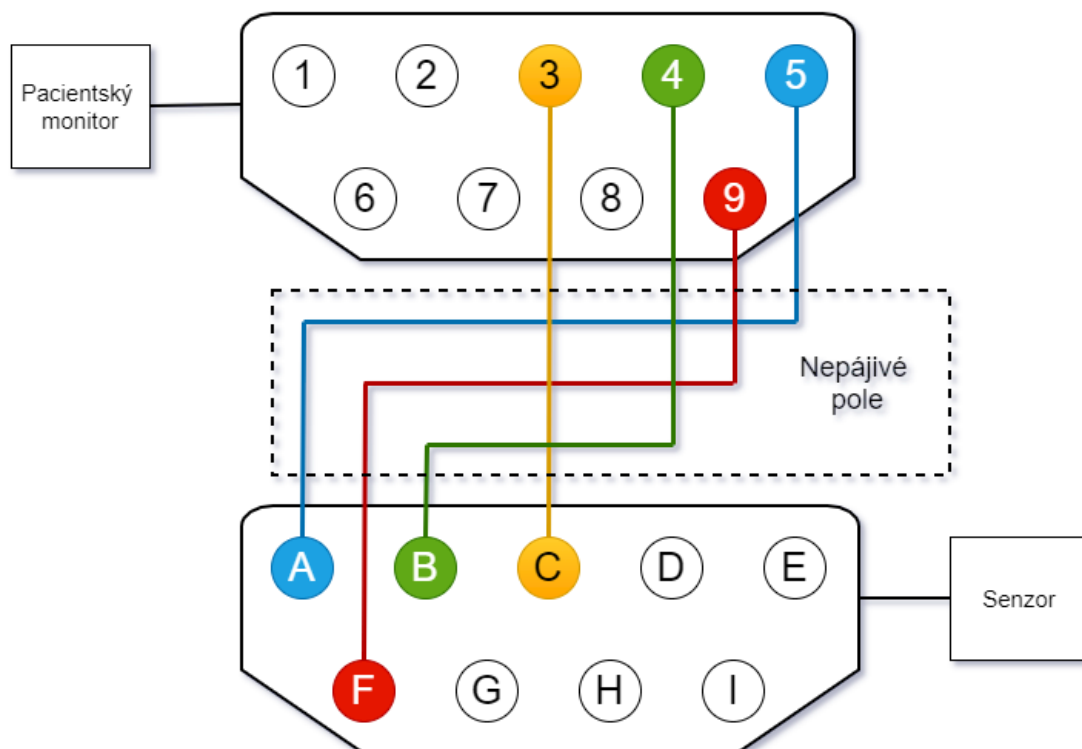
Aby bylo možné fotopletysmografický signál generovat, bylo nejprve nutné navrhnout pletysmografickou křivku a tu následně invertovat. Neboť v té stejné době, kdy pulsová vlna nabývá nejvyšší hodnoty, krev v měřené části nabývá největšího objemu. Z toho důvodu prochází prstem nejméně světla. Poté je již jen nutné jednotlivé hodnoty z invertované křivky generovat například s použitím PWM.

3.2 Přípravné experimentální měření

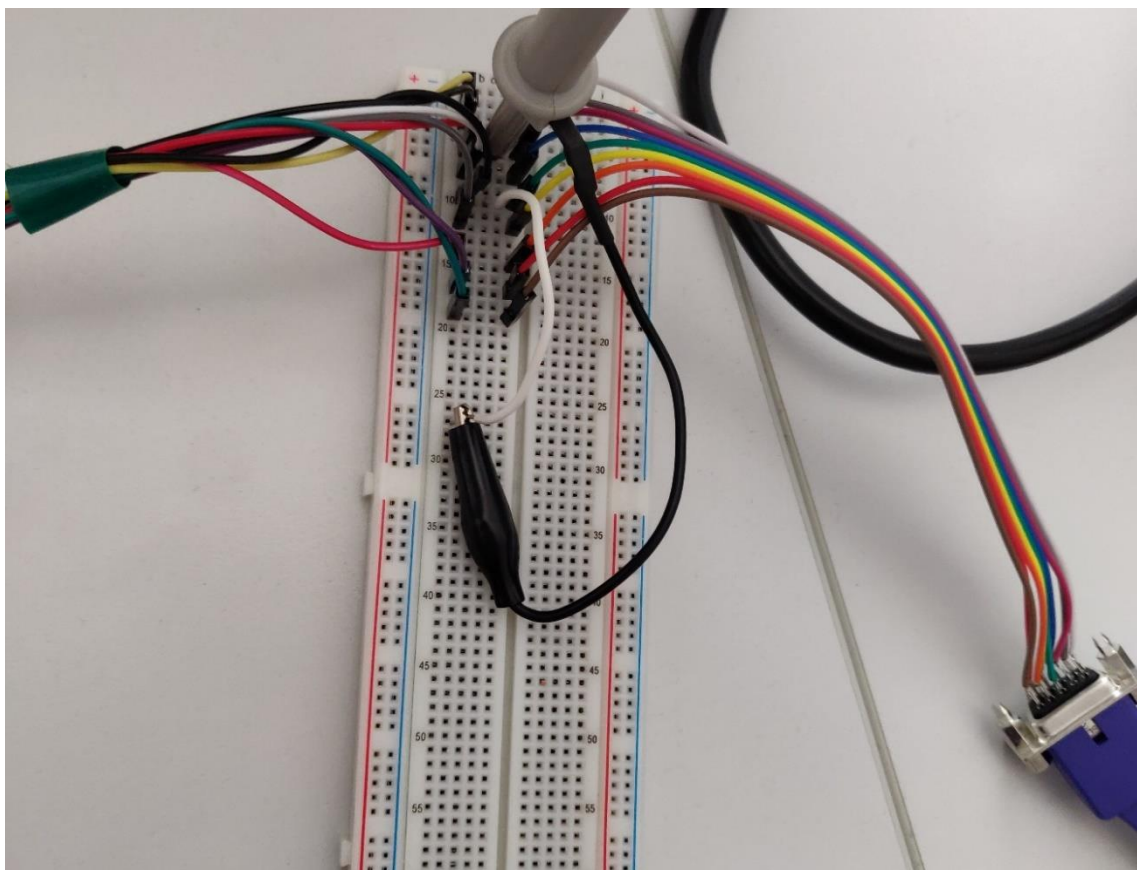
Před započítím plánování a samotnou konstrukcí fotopletysmografického simulátoru je nutné nejprve získat data z funkčního fotopletysmografického přístroje. Vhodné je zaznamenat vstupní i výstupní hodnoty senzoru, a proto je nutné zjistit jeho zapojení.

3.2.1 Zapojení senzoru

Experimentální měření bylo prováděno na patientském monitoru EAGLE 4000. Tento monitor umožňuje mimo sledování SpO2 také například měření elektrokardiografie nebo krevního tlaku. Do tohoto monitoru tedy byl zapojen kabel s devítipinovým konektorem na jedné straně a na straně druhé byl tento kabel zapojen na nepájivé pole. K tomuto nepájivému poli byl také připojen kabel samotného senzoru.

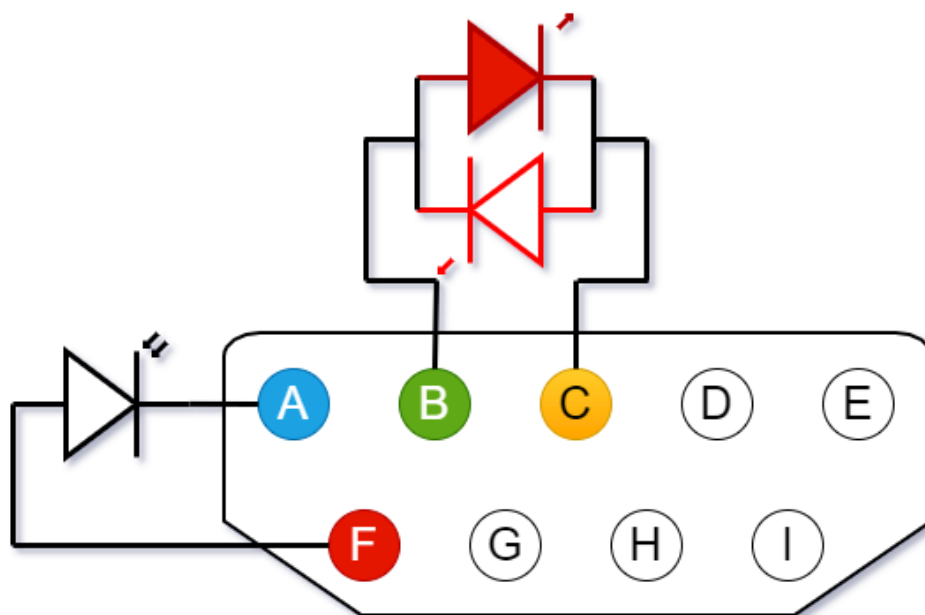


Obrázek 8 Zapojení senzoru do patientského monitoru skrze nepájivé pole.



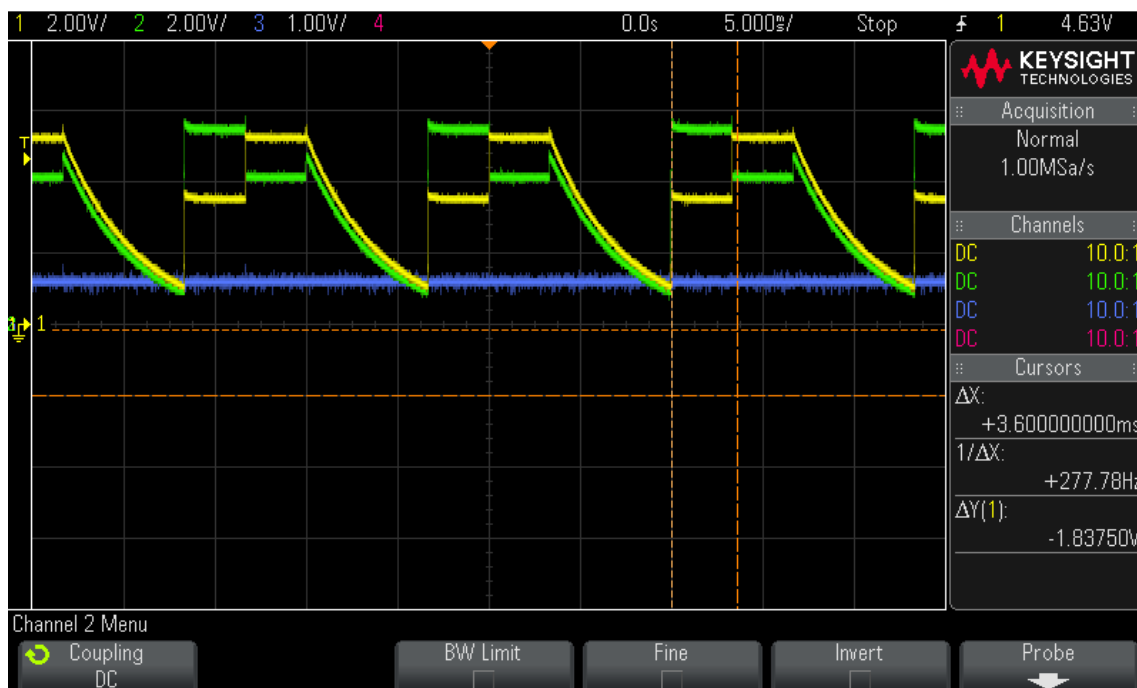
Obrázek 9 Foto zapojení konektorů v nepájivém poli.

Tento obvod napomohl k experimentálnímu ověření zapojení diod. Zatímco fotodioda je zapojena mezi pinem A5 a F9 samostatně. Červená a infračervená LED sdílí piny a jsou zapojeny mezi C3 a B4 antiparalelně. Podrobněji znázorněno na obrázku níže.



Obrázek 10 Podrobnější ukázka zapojení diod.

Po ověření tohoto zapojení bylo možno s pomocí osciloskopu zobrazit hodnoty na diodách. Na nepájivé pole byly mezi jednotlivé spojení umístěny sondy osciloskopu. Referenční zemí bylo spojení A5. Pro měření byl použit osciloskop Agilent MSO-X 2024A.



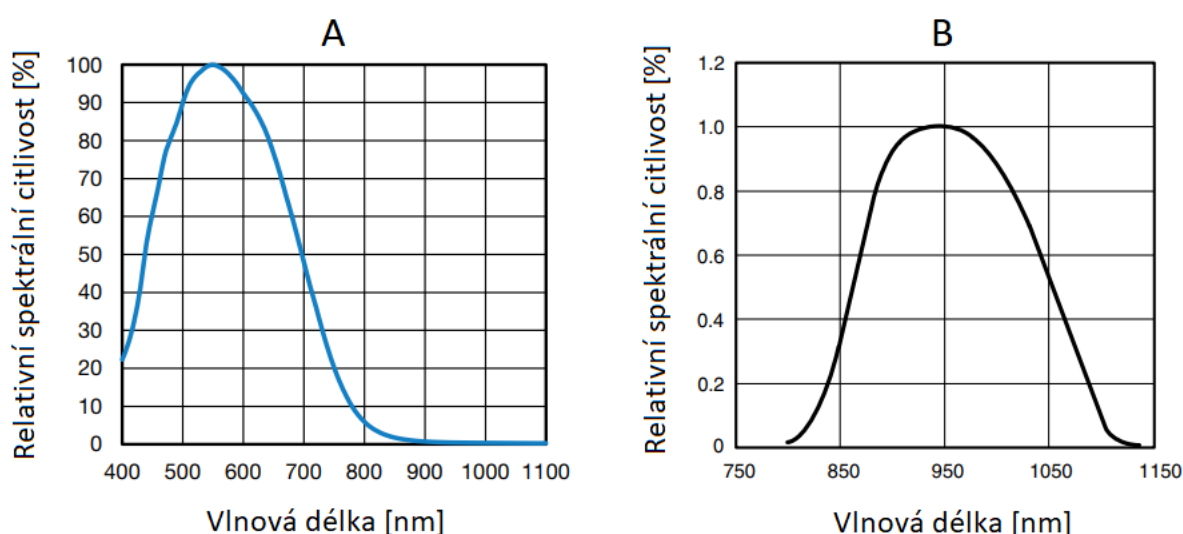
Obrázek 11 Průběh na diodách zobrazený na osciloskopu.

Na obrázku 10 byl první kanál připojen pro měření průběhu infračervenou LED, kanál druhý pro průběh červenou LED a třetí kanál byl určen fotodiodě.

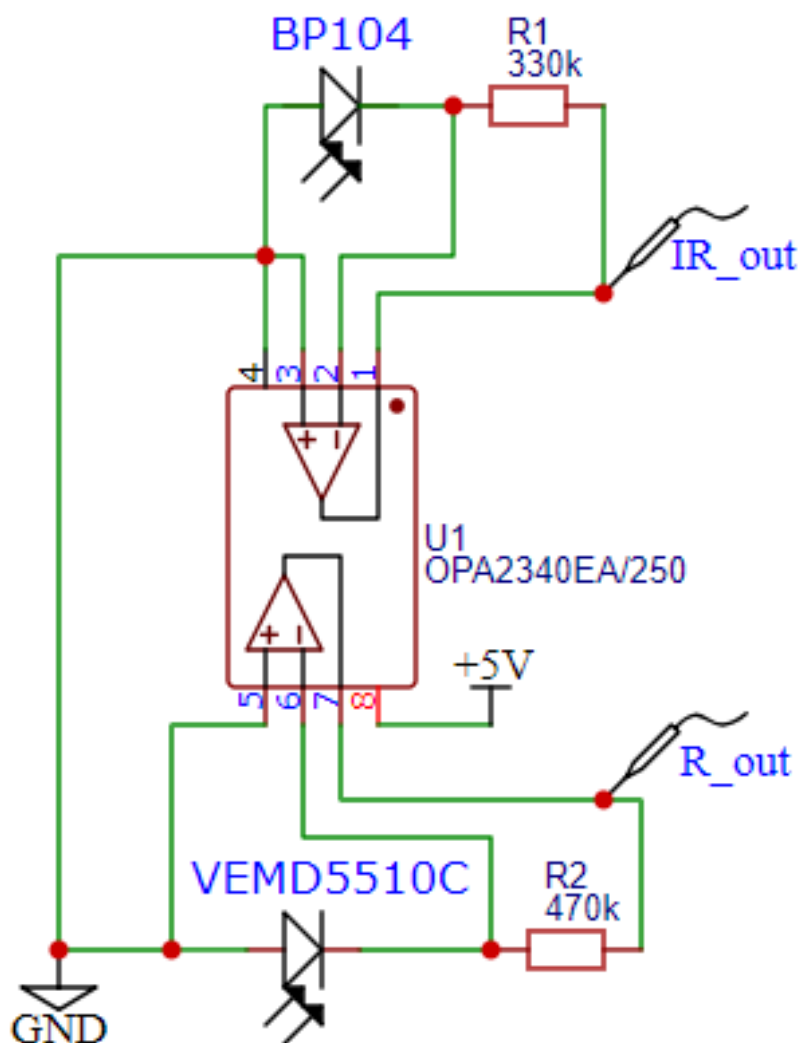
Kvůli způsobu zapojení fotodiody, která je zapojena do třetího kanálu na obrázku 10, je úbytek napětí nulový.

3.2.2 Zapojení senzoru s externími fotodiodami

Aby bylo možné zjistit, kdy svítí červená LED a kdy infračervená, bylo nutné použít pro měření výstupního signálu jiné fotodiody. Jednalo se o dvě fotodiody pracující v rozdílné části spektra. Jejich výstupy byly později zesílené operačním zesilovačem. Infračervená fotodioda BP104 pracovala, pokud na ni dopadalo světlo o vlnové délce od 870 do 1050nm. Oproti tomu vlnové délky světla pro fungování červené fotodiody se pohybovaly do 440 do 700nm. Napájení zde bylo zajištěno zdrojem stejnosměrného 3,3 voltového napětí. Odporů R1 a R2 byly oba o hodnotách 100 k Ω .

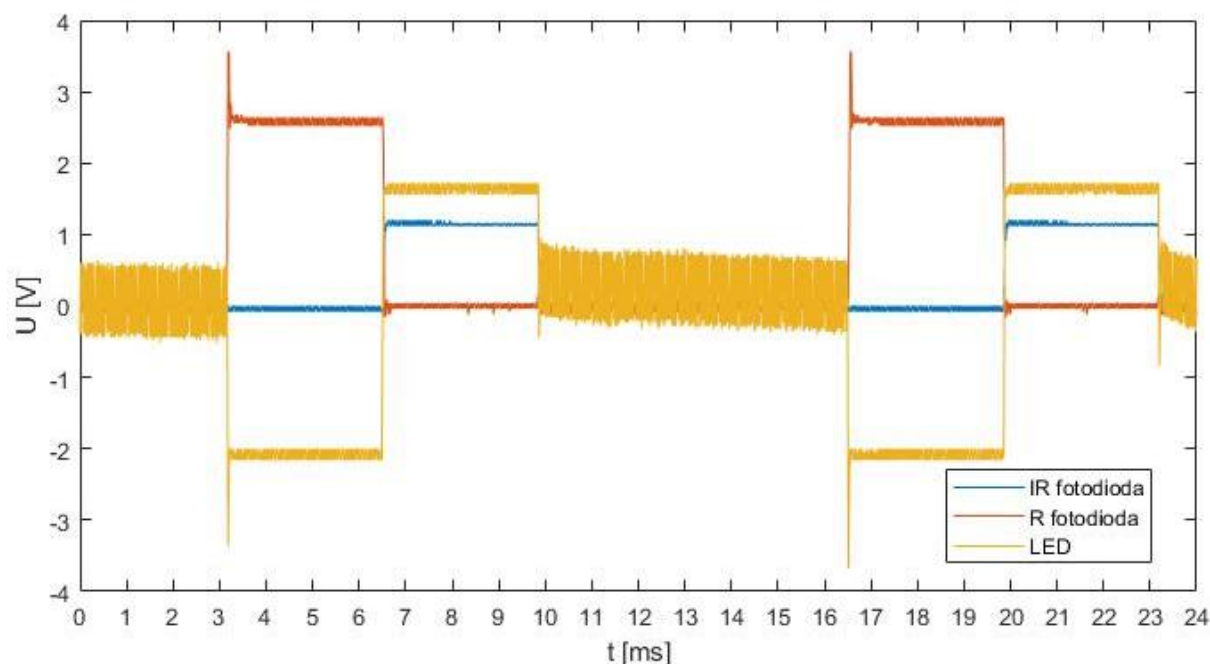


Obrázek 12 Závislost relativní spektrální citlivosti na vlnové délce červené (A) a infračervené (B) fotodiody [9] [10].



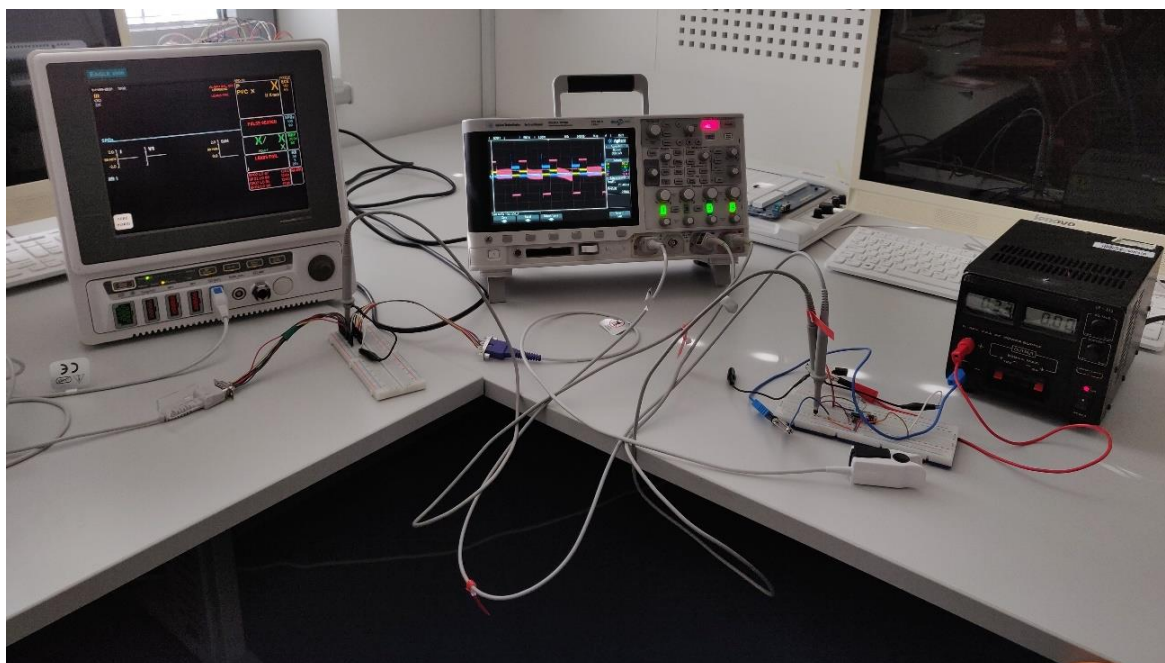
Obrázek 13 Zapojení externích fotodiod.

Zapojení zbytku obvodu zůstalo stále stejné. Rozdílné bylo jen to, že světlo vystupující z červené a infračervené LED nedopadalo na fotodiodu prstového senzoru, ale na tyto externě zapojené fotodiody. Výstupní signál těchto externích fotodiod byl následně zobrazen na osciloskopu a porovnán se vstupním signálem světelných diod. Díky tomuto zapojení je možno rozeznat v jakou chvíli a jaký čas svítí která LED.



Graf 1 Výstupní signál externích fotodiod.

Při měření, jehož výsledkem byl graf výše, byl první kanál připojen na výstup fotodiody pracující v infračerveném pásmu, třetí kanál měřil výstup fotodiody pracující v pásmu červeném a kanál číslo čtyři zobrazuje signál na antiparalelním zapojení LED. Výsledkem tohoto měření bylo zjištění, že nejdříve svítí 3,35 ms červená LED, poté svítí 3,35 ms infračervená LED a po následujících 6,7 ms se celý cyklus opakuje.



Obrázek 14 Zapojení pro experimentální měření.

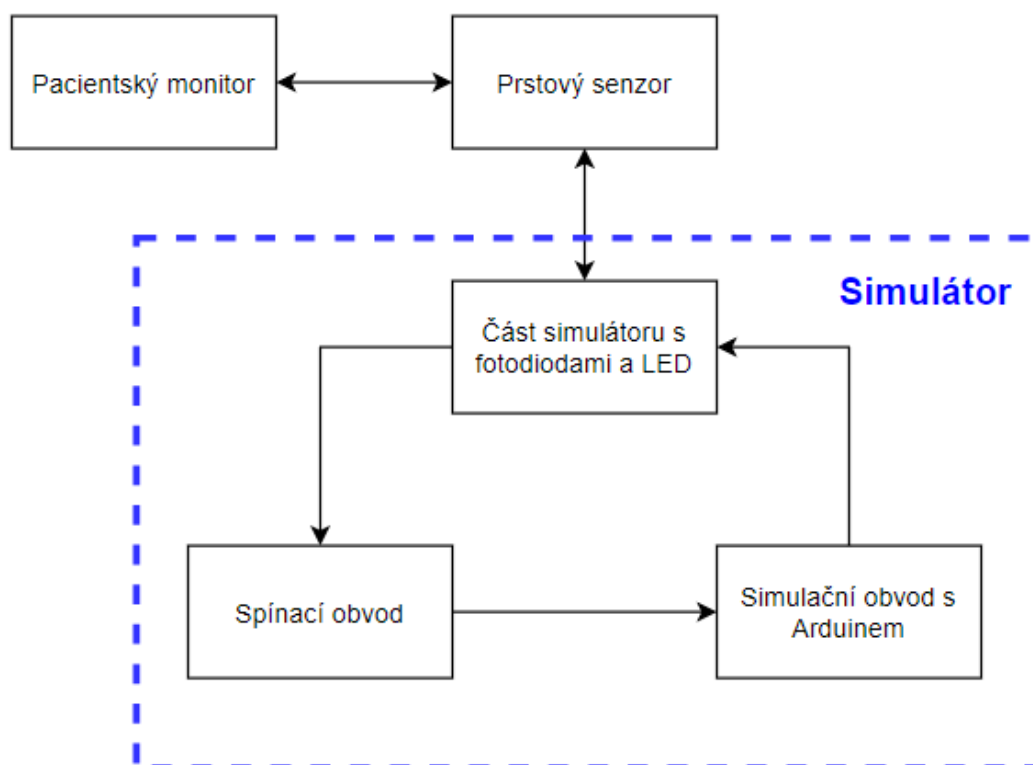
Důležitým poznatkem z měření bylo, že se červená a infračervená LED z prstového senzoru střídají při svícení. Při realizaci simulátoru tudíž bude nutné navrhnout obvod tak, aby například červená

světelná dioda simulátoru svítila na fotodiodu prstového senzoru ve chvíli, kdy na červenou fotodiodu simulátoru dopadá světlo z červené LED prstového senzoru. Toho lze docílit za pomoci tranzistorů.

4 Realizace navrženého zařízení

Tato část se věnuje celkovému sestavení zařízení. Jedná se o sestavení simulačního obvodu pro generování fotopletysmografického signálu. Simulovaný signál je generován za pomoci Arduino Nano a jeho funkce analogWrite ve formě PWM.

Další část popisuje sestavení spínacího obvodu, díky kterému světelné diody simulátoru generují simulovaný signál jen ve chvíli, kdy na fotodiody simulátoru dopadá světlo z prstového senzoru.



Obrázek 15 Blokové schéma obvodu.

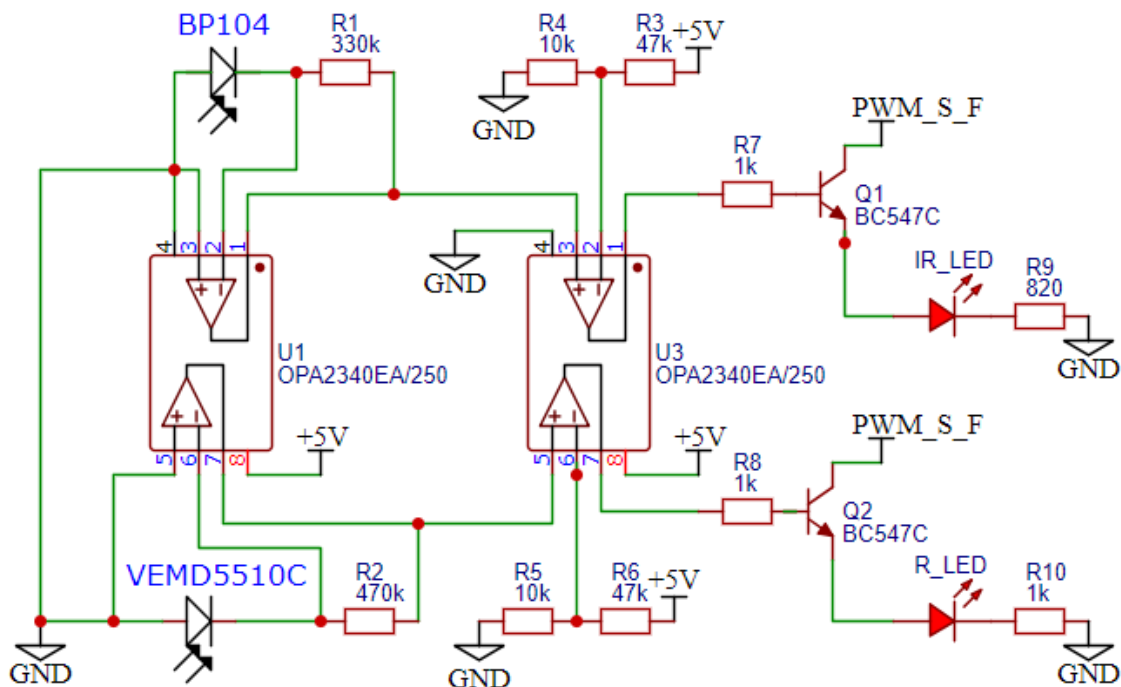
Na blokovém schématu výše je vidět, jakým způsobem je zařízení zapojeno při simulaci fotopletysmografického signálu. Prstový senzor pacientského monitoru je připojený na část simulátoru s fotodiodami a LED. Při svícení například červené LED prstového senzoru na červenou fotodiodu simulátoru dojde k tomu, že spínací obvod propustí simulovaný signál ze simulačního obvodu na červenou LED simulátoru. Tento signál je skrze prstový senzor pacientským monitorem zpracován.

4.1 Spínací obvod

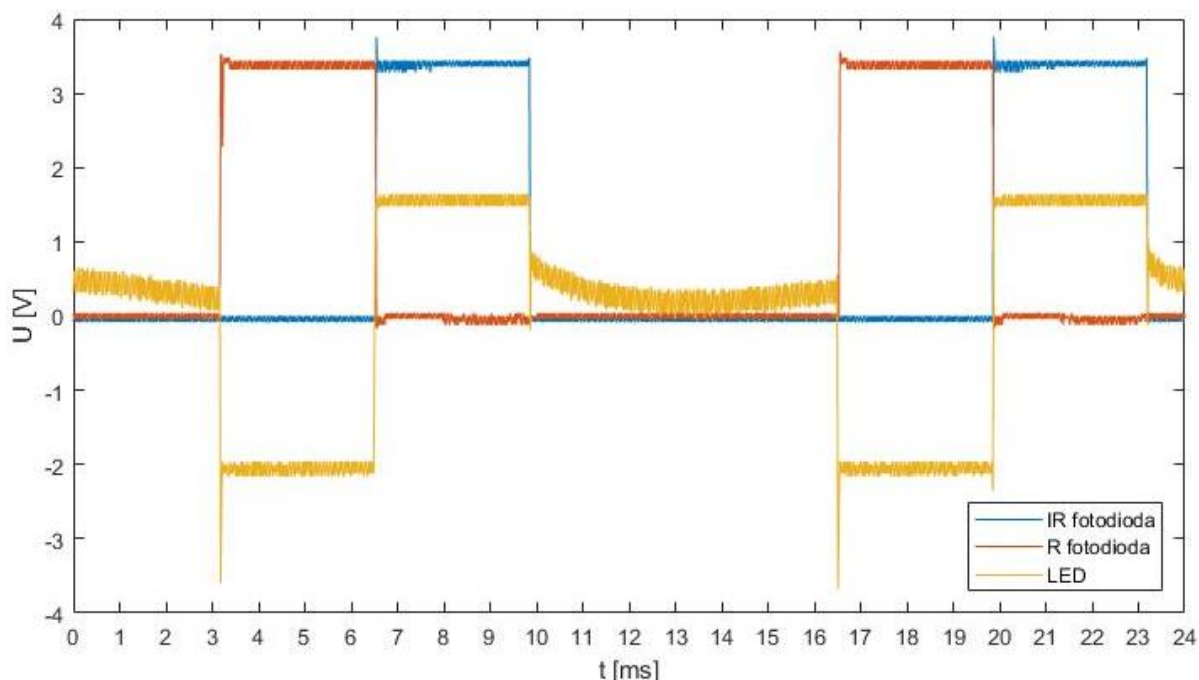
Zapojení externích fotodiod zůstává stejné jako v případě přípravného měření. Při připojení prstového senzoru na simulátor je tedy podle grafu 5 výše aktivována postupně červená a infračervená fotodioda. Signál z těchto fotodiod je následně zesílen operačními zesilovači podle velikosti zpětnovazebních odporů.

Pro následující součásti obvodu je však žádoucí, aby bylo ze signálu fotodiod jasně viditelné, zdali na ně světlo z LED prstového senzoru dopadá nebo ne. A také je výhodou, aby tyto výstupní signály z

fotodiod nabývaly stejných maximálních hodnot, neboť tento signál pokračuje dále na tranzistory. Pro tento účel jsou za výstupy prvních operačních zesilovačů připojeny další, tentokrát však jako komparátory. Výstupy těchto komparátorů jsou zapojeny na nula voltů v případě nízké vstupní hodnoty a na napětí 5 voltů (v době měření 3,3 voltů) v případě vysokého vstupního signálu.



Obrázek 16 Schéma zapojení spínacího obvodu.



Graf 2 Výstupní signály komparátorů.

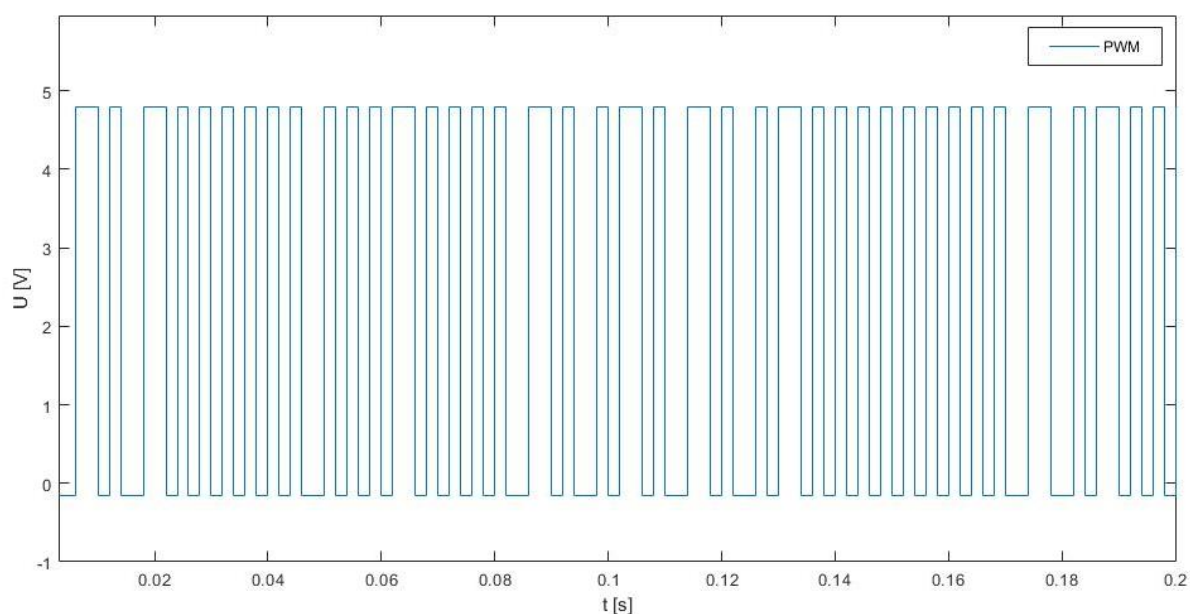
Signály z komparátorů jsou dále přivedeny na báze již zmíněných tranzistorů. Na kolektory těchto tranzistorů je připojen simulovaný signál označený ve schématu níže jako PWM_S_F. Tento simulovaný signál bude popsán později. Na emitory těchto tranzistorů jsou připojeny červená

a infračervená světelná dioda. Při svícení například červené světelné diody prstového snímače na fotodiodu simulátoru, dochází k průchodu simulovaného signálu PWM_S_F skrze tranzistor na červenou světelnou diodu simulátor

4.2 Simulační obvod

Simulovaný pletysmografický signál je generován pomocí vývojové desky mikrokontroleru ATmega328 nesoucí název Arduino Nano Every. Pro vytvoření pletysmografického signálu je použita pulzní šířková modulace. Přesněji je použita funkce Arduino analogWrite.

U funkce analogWrite označuje první číslo v závorce za ní výstupní pin Arduina. Druhé číslo označuje hodnotu od 0 do 255, přičemž například hodnota 50 představuje přibližně dvaceti procentní šířku pulsu na logické 1, tedy na 5 voltech a osmdesáti procentní šířku pulsu na logické 0, tedy 0 voltech. Dále byla použita funkce delay, kde číslo v závorce znamená dobu čekání, než se provede další instrukce v kódu. Tato hodnota je v milisekundách. Dále spojení funkce analogRead s potenciometrem na vstupu Arduina umožňuje měnit hodnotu simulované tepové frekvence. Hodnota maximálního odporu potenciometru byla vybrána 10 k Ω . Funkcí analogRead jsou k hodnotám odporů přiřazeny hodnoty od 0 do 1023. Tedy při nastavení potenciometru na nulovou hodnotu je hodnota v Arduinu také nula. A například při hodnotě 5000 Ω je hodnota v Arduinu na čísle 512.

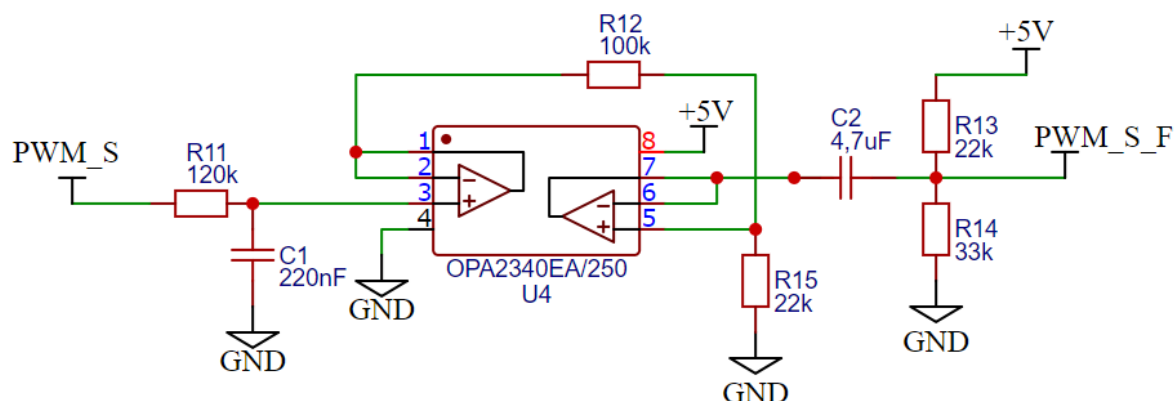


Graf 3 Ukázka výstupního PWM z Arduina.

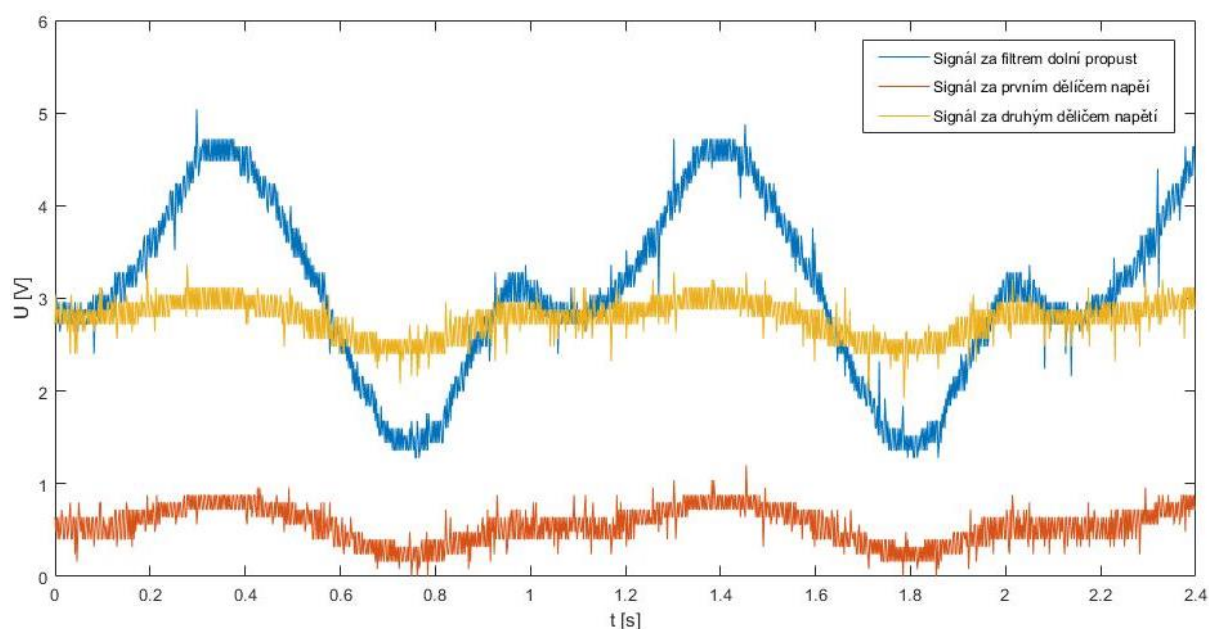
Tento signál následně prochází filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí přibližně 6 Hz, tento filtr zde zastupuje funkci digitálně analogového převodníku. Takto filtrovaný signál jde následně do operačního zesilovače zapojeného jako opakovací signálu.

Následně signál prochází děličem napětí, ve kterém je mu snížena amplituda. Toto snížení amplitudy je zde nutné, protože při fotopletysmografii dochází jen k malým změnám.

Z tohoto druhého opakovacího pokračuje signál skrze kondenzátor do dalšího děliče napětí, ve kterém je mu přidána stejnosměrná složka, aby na diodách kolísalo napětí kolem tří voltů. Tento signál následně vstupuje do tranzistorů popsaných výše.



Obrázek 17 Schéma zapojení simulačního obvodu.



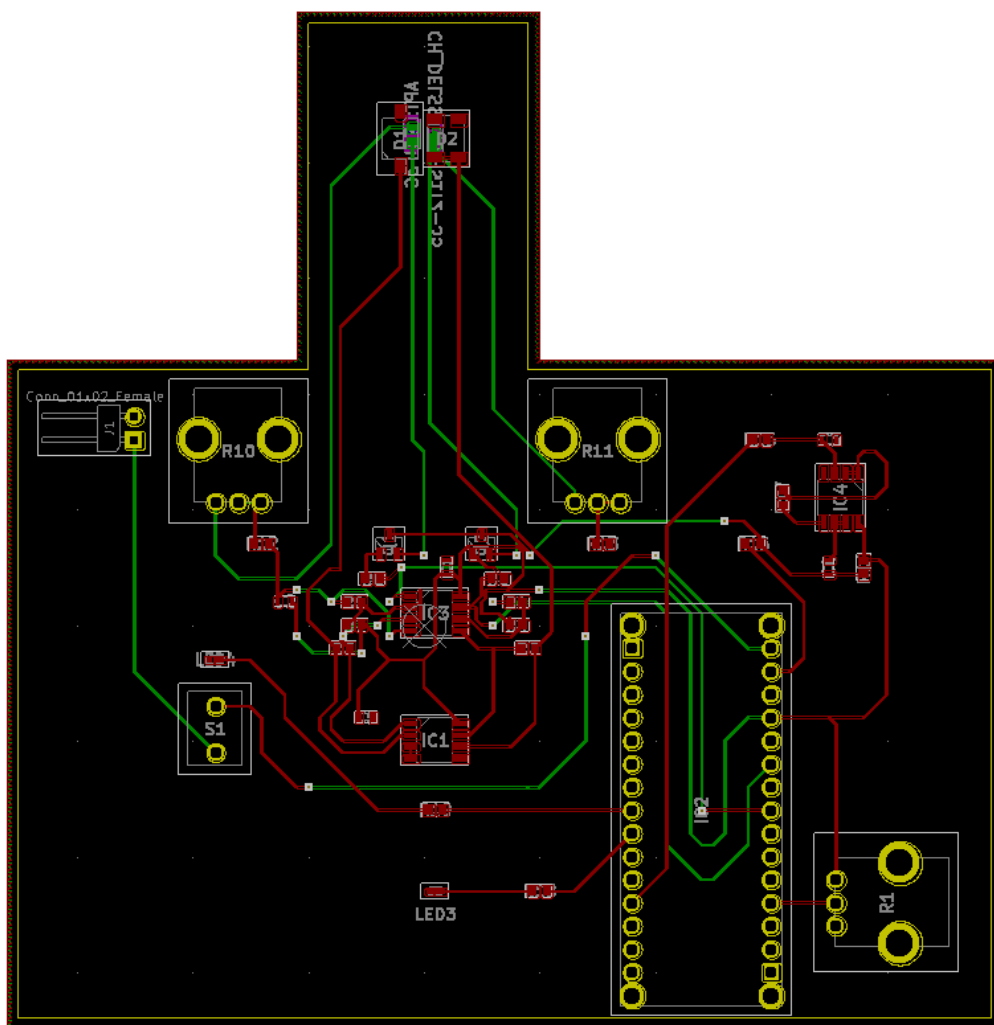
Graf 4 Průběh PWM signálu simulačním obvodem.

Simulátor byl úspěšně zrealizován. Simulovaný PWM signál z Arduina je převáděn do analogové podoby a potenciometrem na jednom ze vstupů Arduina lze měnit jeho periodu. Spínací obvod správně propouští tento simulovaný signál skrze tranzistory na světelné diody v intervalech závislých na střídání svícení červené a infračervené světelné diody prstového senzoru.

4.3 Návrh desky plošných spojů

Za účelem snazšího a praktičtějšího používání simulátoru byla v programu KiCad navržena deska plošných spojů. Případné zapojení simulátoru za použití této desky umožňuje připojení potenciometru pro ovládání srdeční frekvence. Dokonce je zde možnost použití dalších potenciometrů pro změny simulované hodnoty nasycení krve kyslíkem. Další výhodou může být možnost připojit k desce baterii pro napájení Arduina. Deska také počítá s připojením vypínače pro

případně vypnutí napájení skrze baterii ve chvíli, kdy se simulátor nepoužívá anebo je napájen s použitím USB kabelu. Dále je zde možnost připojení dvou LED pro signalizaci například napájení z baterie, popřípadě může druhá LED svítit po správném připojení prstového senzoru k simulátoru. Případné použití této desky umožňuje simulaci fotopletyzmografického signálu v relativně kompaktním těle 11 na 11 centimetrů. Návrh této dvouvrstvé desky vytvořené v programu KiCad je na obrázku níže.



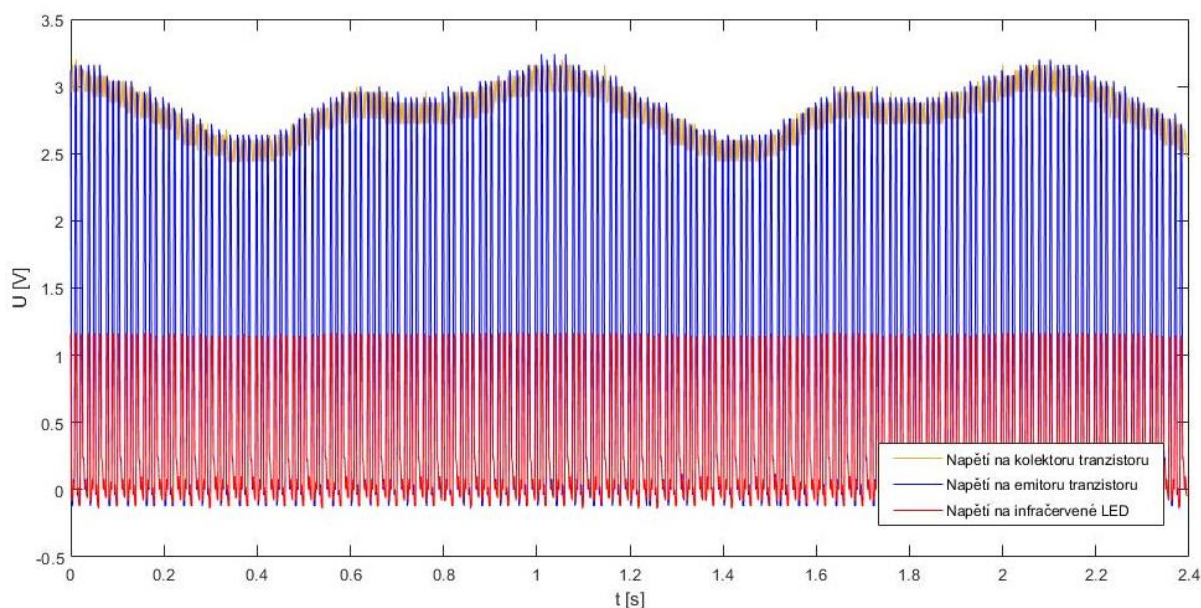
Obrázek 18 Deska plošných spojů navržená pro simulaci fotopletyzmografického signálu.

5 Provedení měření a testů

V této části byl simulátor testován a byly měřeny výstupy celkového zapojení simulátoru fotopletysmografického signálu.

5.1 Signály na tranzistorech

Signál s označením PWM_S_F byl na závěr rozdělen a připojen na kolektory dvou různých tranzistorů. Simulovaný signál tranzistorem prochází jen, když je na bázi tohoto tranzistoru přiveden signál z fotodiody.

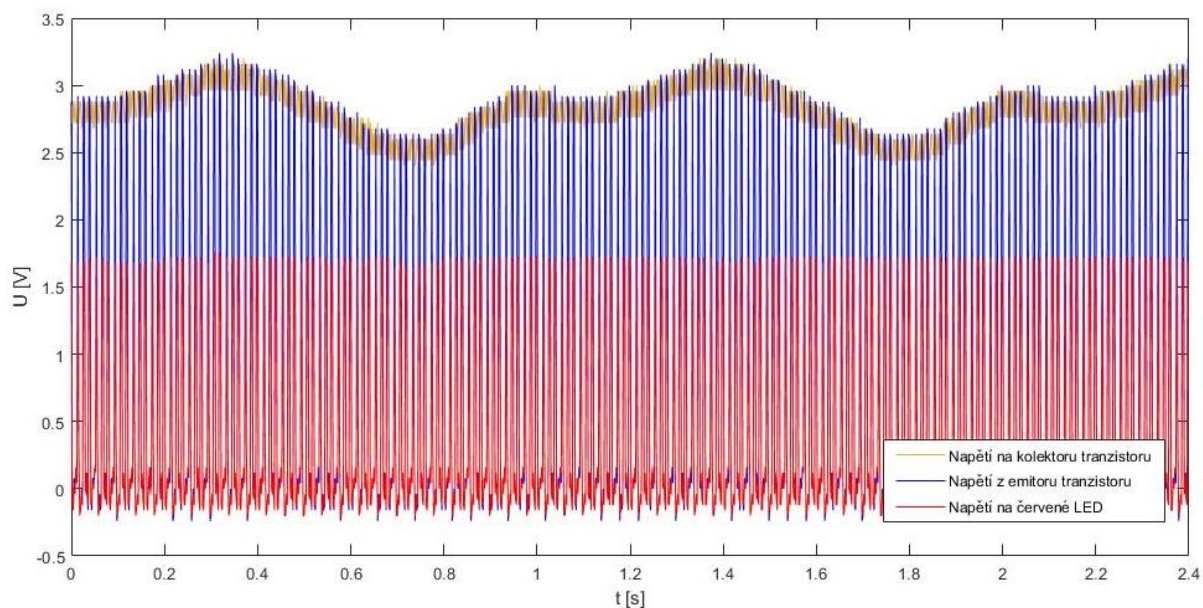


Graf 5 PWM_S_F signál přiveden na tranzistor s infračervenou diodou.

Na grafu výše je napětí na kolektoru, tedy vstup simulovaného signálu do tranzistoru, označeno žlutou barvou. Je vidět, že má tento signál relativně malou amplitudu a jeho stejnosměrná složka nabývá hodnoty přibližně tří voltů. Tohoto stavu je docíleno za pomoci děličů napětí v simulačním obvodu.

Simulovaný signál prochází tranzistorem jen když přichází signál na bázi tohoto tranzistoru, tedy v případě, že svítí infračervená LED prstového senzoru. Výsledný signál je na grafu výše vyznačen modrou barvou.

Signál z emitoru tranzistoru dále prochází na infračervenou LED. Změřené napětí na této LED je mezi 1 a 1,5 V. Tento signál je vyznačen červenou barvou na grafu výše.

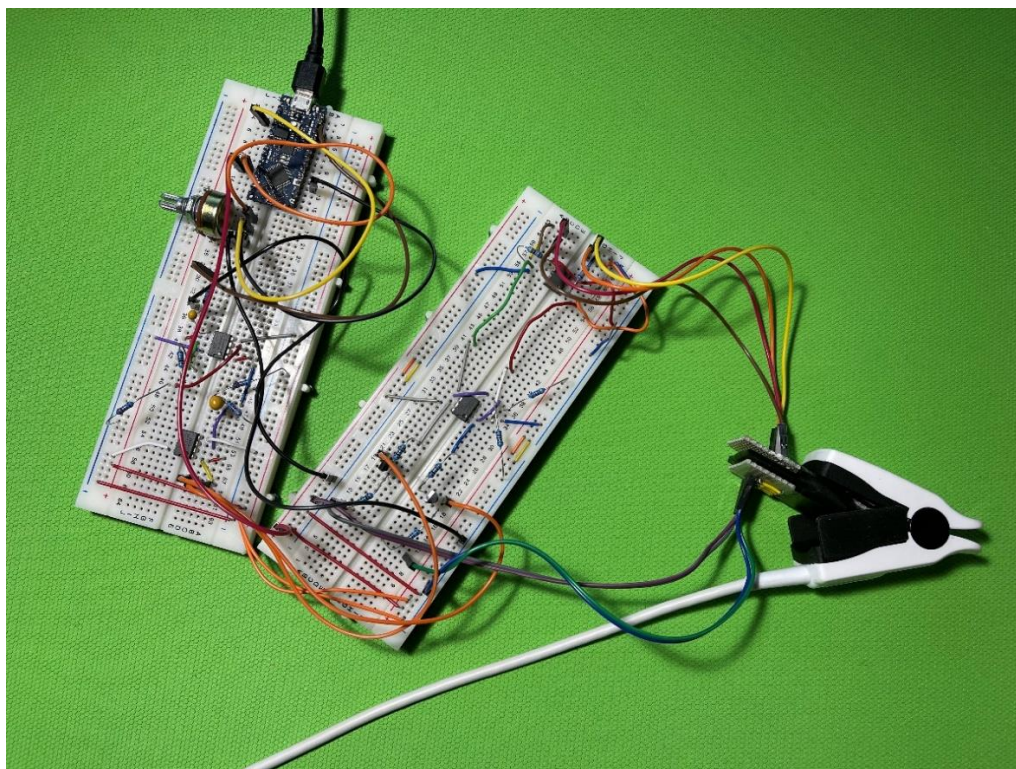


Graf 6 PWM_S_F signál přiveden na tranzistor s červenou diodou.

Popis žluté a modré křivky tohoto grafu je téměř totožný s popisem pod grafem číslo pět. Červená křivka označuje napětí na červené LED. Je patrné, že napětí na červené LED je vyšší než na infračervené. Konkrétně se pohybuje mezi 1,5 a 2 V.

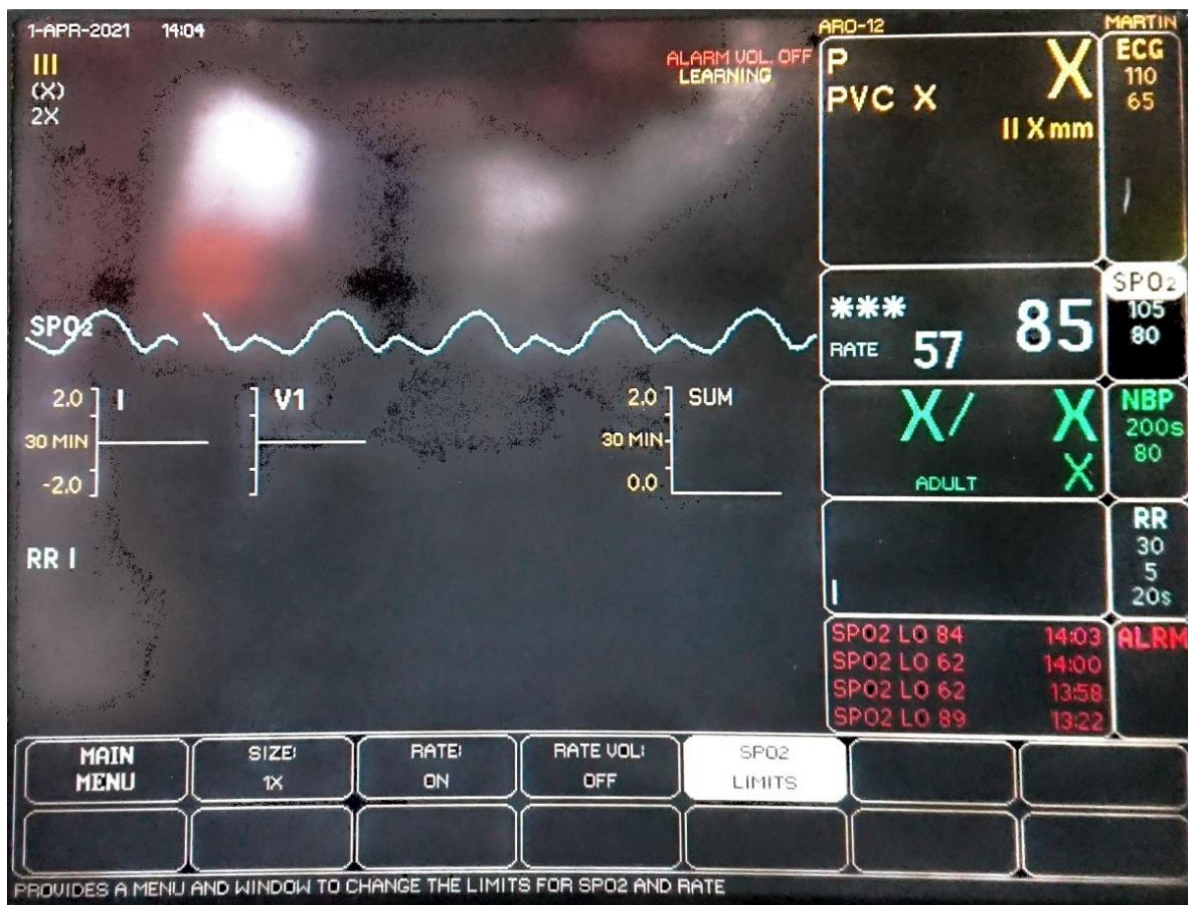
5.2 Výstup celkového zapojení

Simulátor je schopen generovat fotopletysmografický signál. Tepová frekvence je závislá na potenciometru na vstupu Arduino a je nastavitelná.



Obrázek 19 Simulátor fotopletysmografického signálu.

Na obrázku číslo 19 je vidět zapojení simulátoru fotopletysmografického signálu na nepájivých polích. Na levém nepájivém poli se nachází simulační část obvodu a na pravém ta spínací. V pravé části obrázku je vidět prstový senzor patientského monitoru připnutý na část simulátoru se světelnými diodami a fotodiodami.



Obrázek 20 Pletysmografická křivka ze simulátoru fotopletysmografického signálu na patientském monitoru EAGLE 4000.

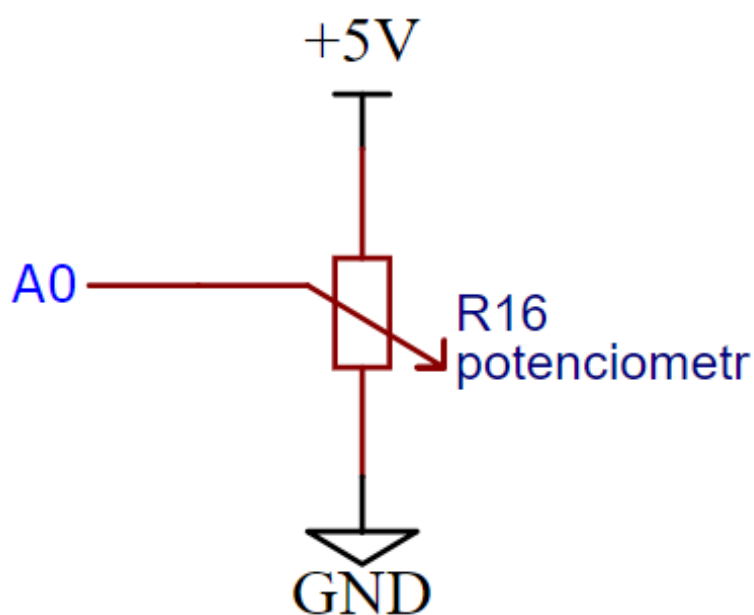
Na patientském monitoru EAGLE 4000 je vidět simulovaná pletysmografická křivka. Napravo od této křivky je vypsán simulovaný tep a také hodnota SpO2.

5.3 Měření simulované tepové frekvence

Pro ověření, zdali změny tepové frekvence pomocí potenciometru fungují, jak mají, bylo provedeno měření. Z tabulky níže lze vyčíst, že čím vyšší hodnota odporu je na potenciometru nastavena, tím nižší počet tepů za minutu simulátor generuje. Reálně jde však hodnota potenciometru nastavit mnohem plynuleji a s tím souvisí i plynulejší nastavení tepové frekvence.

Nastavení potenciometru	analogRead	Tepy za minutu	Frekvence tepů za sekundu
0	0	143	2,381
1000	102	118	1,960
2000	205	100	1,666
3000	307	87	1,449
4000	409	77	1,281
5000	512	69	1,149
6000	614	62	1,041
7000	716	57	0,952
8000	818	53	0,877
9000	921	49	0,812
10000	1023	45	0,757

Tabulka 1 Závislost simulované tepové frekvence na nastavení potenciometru.



Obrázek 21 Zapojení potenciometru na Arduino.

Odpor potenciometru pro nastavení tepové frekvence byl zvolen při maximální hodnotě na 10 kΩ. Aktuální hodnota odporu lze změřit například pomocí paralelního zapojení multimetru mezi vstupem 5 V do potenciometru a mezi pinem A0 na Arduino. Kód v Arduino však nepočítá s hodnotou odporu, ale funkcí analogRead je k hodnotám na potenciometru přiřazena hodnota od 0 do 1023 jak je vidět v tabulce výše.

6 Zhodnocení dosažených výsledků

Výsledný simulátor splnil cíl bakalářské práce. S jeho pomocí je možno generovat fotopletysmografický signál. Tento simulátor je vhodný pro výukové účely studentů. Dokonce je zde přidaná možnost libovolně měnit srdeční frekvenci. Pomocí změny hodnoty odporu na potenciometru jsme schopni měnit periodu pulsové vlny. Tím je tepová frekvence nastavitelná od 45 až do 143 tepů za minutu.

V případě potřeby je zde také možnost přidat potenciometry sériově k výstupní červené a infračervené světelné diodě. Tímto zapojením se docílí možnosti, měnit poměr intenzit světla mezi červenou a infračervenou LED. Pokud se totiž tímto způsobem bude měnit poměr červeného a infračerveného světla, bude se měnit i hodnota SpO2 zobrazená na patientském monitoru.

Pro tyto účely byla navržena deska plošných spojů. Případné zapojení s touto deskou, umožňuje nastavení tepové frekvence a také případné nastavení simulované hodnoty nasycení krve kyslíkem. Pro pohodlnější použití jde k této desce připojit baterie pro napájení Arduina. Tato deska také počítá s možným připojením vypínače. Tento vypínač zajišťuje, aby se baterie v době, kdy se simulátor nepoužívá, nevybíjela. Také je možno tento vypínač použít pro vypnutí napájení z baterie v době, kdy je simulátor napájen pomocí USB kabelu. Tato deska umožňuje také připojení dalších LED. Tyto diody mohou například upozornit na to, že je simulátor napájen z baterie anebo například signalizovat správné připojení prstového senzoru na simulátor.

Nevýhodou tohoto simulátoru, ale také možností pro případná vylepšení, může být chybějící displej. Na tomto displeji by se mohly nacházet hodnoty právě simulovaného signálu. Komerčně prodávané simulátory možnost zobrazení simulovaných hodnot na displeji většinou nabízejí. Další z nevýhod může být fakt, že byl tento simulátor testován pouze na patientském monitoru EAGLE 4000. Výhodou tohoto simulátoru oproti těm komerčně prodávaným je však jednoznačně cena. Na trhu lze najít mnoho podobných simulátorů. Většina z nich je však naceněna až na několik desítek tisíc korun. Oproti tomu tento simulátor lze sestavit za částku pohybující se kolem jednoho tisíce korun. Možným dalším vylepšením by mohlo být zmenšení desky plošných spojů. Tím by došlo také ke zmenšení celého simulátoru.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a sestavit funkční simulátor fotopletysmografického signálu. Tento simulátor může být následně použit při výuce studentů.

Prvotní experimentální měření i následná testování byla prováděna na patientském monitoru EAGLE 4000. Pomocí výsledků z experimentálního měření a také z rešerše byl navržen simulátor. Tento simulátor se skládá z několika částí. První částí je úsek simulující prst. Na tuto část se připeprstový senzor. Nachází se zde červená a infračervená LED a také červená a infračervená fotodioda. Druhou z těchto částí je spínací obvod. Tento obvod má na starost zpracování signálu z fotodiody simulátoru. Dále propouští simulovaný signál ze simulovaného obvodu na světelné diody simulátoru. Třetí částí je tedy simulační obvod. V tomto obvodu je za pomoci Arduina, vývojové desky mikrokontroleru ATmega328, generován signál ve formě PWM. Připojeným potenciometrem na jeden ze vstupů Arduina lze měnit perioda tohoto signálu. Tento signál je následně převeden do analogové podoby a jde následně do kolektorů tranzistorů ve spínacím obvodu. Odtud pokračuje signál zpět do první části obvodu, tedy do úseku simulující prst. Přesněji řečeno jde signál na světelné diody v tomto úseku.

Po realizaci tohoto simulátoru bylo provedeno jeho testování. Ukázalo se, že je simulátor schopný generovat fotopletysmografický signál. Změnami hodnot odporu na potenciometru je možné měnit výstupní simulovanou tepovou frekvenci v rozmezí od 45 do 143 tepů za minutu.

Možným dalším vylepšením simulátoru může být přidání dvou potenciometrů sériově k výstupním LED. Patientský monitor EAGLE 4000 na kterém byl tento simulátor testován totiž umožňuje spolu s pletysmografií měřit také nasycení krve kyslíkem. A pokud tedy bude změněn poměr intenzity červeného a infračerveného světla ze světelných diod simulátoru, změní se i hodnota SpO2 na patientském monitoru.

Pro tento simulátor byla také navržena deska plošných spojů. Tato deska počítá s možností změny tepové frekvence, ale také umožňuje přidání funkce změny hodnoty simulované saturace krve kyslíkem. Aby se simulátor pohodlně používal, je deska připravená pro případné připojení baterie. Tato deska i s baterií by mohla být případně pro ještě komfortnější používání umístěna do krabičky o relativně kompaktních rozměrech. V případě chybějící nebo vybité baterie by bylo možno Arduino napájet za pomoci micro USB kabelu.

Výsledné zařízení úspěšně plní funkci simulátoru fotopletysmografického signálu. Cíle této bakalářské práce bylo úspěšně dosaženo. Simulátor dokonce v některých ohledech předčil původní očekávání.

Použitá literatura

[1] DOLEČEK, Jaroslav. Moderní učebnice elektroniky. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 8073001845.

[2] DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

[3] GAMBOA, Kevin Machado a Andres Gonzalez VARGAS. Development of a low-cost pulse oximeter. Universidad Autónoma de Occidente, 2018, (10.1109/ANDESCON.2018.8564698).

[4] ICHIMURA, Tomoyasu a Nobuto HIRAKOSO. A Novel Patient Simulator That Generates Artificial Vital Signs [online]. Gunma, Japan: National Institute of Technology, Gunma College Maebashi, 2017 [cit. 2021-02-07]. ISSN 978-1-5090-4045-2.

[5] KLINKOVSKÝ, Tomáš. Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3109-1.

[6] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje I [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská-Technická univerzita Ostrava, 2013 [cit. 2021-02-07].

[7] PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.

[8] SALVI, Paolo. Pulse Waves: How Vascular Hemodynamics Affects Blood [online]. Milano: Springer Milan, 2012 [cit. 2021-02-07].

[9] Silicon PIN Photodiode: VEMD5510C. VISHAY [online]. 2021 [cit. 2021-4-26]. Dostupné z: <https://www.vishay.com/docs/84354/vemd5510c.pdf>

[10] Silicon PIN Photodiode: BP104, BP104S. VISHAY [online]. 2021 [cit. 2021-4-26]. Dostupné z: <https://www.vishay.com/docs/84354/vemd5510c.pdf>

[11] WEBSTER, John G. Medical Instrumentation: Application and Design 4 [online]. New Jersey: John Wiley & Sons, 2010 [cit. 2021-02-07]. ISBN 13978-0471-67600-3.

[12] OX-2 OxSim Flex® SpO2 Simulator (Pulse Oximeter Tester). Pronk Technologies [online]. Sun Valley: Pronk Technologies, 2020 [cit. 2021-02-07]. Dostupné z: <https://www.pronktech.com/product/spo2-simulator-pulse-oximeter-tester-oxsim-flex-ox-2/>

[13] Ultramedic: Analyzátor pulzního oxymetru ProSim SPOT Light SpO2 [online]. Liverpool: Liverpool: Ultramedic, 2017 [cit. 2021-02-07]. Dostupné z: <https://ultramedic.com/p/fluke-spo2-simulator-pulse-oximeter-analyzer/#product-info>

Seznam příloh

Příloha A: *Kód z Arduina*

Příloha B: *Schéma zapojení a návrh desky plošných spojů*